Aus dem Anatomischen Institut
- Lehrstuhl IV -
der Universität Düsseldorf

Direktor: Professor Dr. G. Arnold

Abhängigkeit der mechanisch-rheologischen Sehneneigenschaften von der Temperatur

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Ernst-Friedrich Maschmann

1981

1982

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41535714_0015

Aus dem Anatomischen Institut
- Lehrstuhl IV -
der Universität Düsseldorf

Direktor: Professor Dr. G. Arnold

Abhängigkeit der mechanisch-rheologischen Sehneneigenschaften von der Temperatur

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Ernst-Friedrich Maschmann

1981

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Arnold

Referent
gez.: Prof. Dr. Arnold

Korreferent
gez.: Prof. Dr. Goslar

Meinen Eltern

in Dankbarkeit gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1	Einleitung	1
1.1	Stand der Forschung	4
1.2	Problemstellung	10
2	Material und Untersuchungsverfahren	13
2.1	Material	13
2.2	Untersuchungsverfahren	14
2.2.1	Zur Methodik von Einspannungs-vorrichtungen	14
2.2.2	Erläuterungen zur Einspannung	18
2.2.3	Versuchsbedingungen	20
2.2.4	Erläuterungen zur Wärmeausdehnung	22
3	Einzelversuche	24
3.1	Versuchsreihe I	24
3.1.1	Versuchsablauf	24
3.1.2	Ergebnisse der Versuchsreihe I	25
3.1.3	Ergebnisse der Versuchsreihe I nach 24 Stunden	29
3.1.4	Ablauf der Versuchsreihe I nach nochmaliger 24-stündiger Pause	31
3.1.5	Ergebnisse	32
3.2	Versuchsreihe II	35
3.2.1	Versuchsablauf A	35
3.2.2	Ergebnisse	36
3.2.3	Versuchsablauf B	41
3.2.4	Ergebnisse	42

1 Einleitung

Die geformten Interzellularsubstanzen der faserigen Bindegewebe bestehen aus Kollagen, Elastin und Retikulin. Die Hauptmasse der geformten Anteile bildet das Protein Kollagen, dessen Molekül aus drei in Helixstruktur angeordneten Peptidketten besteht, die zu einer Superhelix verdrillt sind. Das Kollagen bildet über 30 % der Proteine des menschlichen Körpers. Eine lösliche Form wird von einer unlöslichen unterschieden. Diese gehört als fibrilläres Protein zur Gruppe der Skleroproteine (Gerüsteiweiße), in die auch Elastin und Keratin einzuordnen sind. Der große Anteil des Kollagens an der gesamten Eiweißmenge des Körpers wird verständlich, wenn man bedenkt, daß darin nicht nur die makro- und mikroskopisch sichtbaren Faserstrukturen enthalten sind, sondern ebenso beispielsweise die kollagenen Mikrofibrillen des Knorpels oder das Kollagen in den Basallaminae, welches nur mit speziellen Verfahren nachweisbar ist.

Mit Hilfe verschiedener Methoden sind bisher vier Kollagentypen differenziert worden, von denen der Typ I am stärksten verbreitet ist. Die Fasern dieses Typs sind mechanisch besonders widerstandsfähig. Sie werden bei normal ablaufendem Entwicklungs- und Alterungsprozeß in Form der Kollagenbiosynthese und der sich anschließenden Fibrillogenese überall dort gebildet, wo mechanische Beanspruchungen entstehen.

Dieser Kollagentyp findet sich deshalb in großer Menge und in verschiedenen Anordnungsformen im passiven Bewegungsapparat des Menschen, beispielsweise in Sehnen, Aponeurosen und Gelenkbändern, aber auch in Knochen, Gelenkkapseln und Muskeln.

Darüberhinaus bestehen auch die Herzklappen und die Bindegewebskapseln zahlreicher Organe - besonders solcher mit erhöhtem Innendruck - großenteils aus kollagenen Fasern. Somit kann kein Zweifel darüber bestehen, daß nicht nur bei Kraftübertragungsvorgängen, sondern auch zur Aufnahme von Gewebsspannungen (Zugspannungen), den kollagenen Strukturen eine große Bedeutung zukommt.

Doch nicht nur bei diesen physiologischen Funktionen, sondern auch bei vielen pathologischen Vorgängen spielt das Kollagen eine bedeutende Rolle. So werden reichlich kollagene Fasern im Zuge der Wundheilung gebildet. Sie stellen beim Abheilen von Operationswunden - z.B. an durchtrennten Muskeln oder parenchymatösen Organen - in relativ kurzer Zeit eine belastbare Verbindung her. Gelegentlich bilden die an solchen Stellen stark vermehrt auftretenden Fibroblasten sogar kollagene Fibrillen in unerwünschter Menge, wie beim Narbenkeloid. Bei Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises stehen Veränderungen des Kollagens im Vordergrund, sind jedoch in ihrer Ätiologie ungeklärt. Eine Reihe von Kollagenkrankheiten sind,

wie sich erwiesen hat, kongenitaler Art.

1.1 Stand der Forschung

Bereits BICHAT beschrieb 1801 nach entsprechenden Experimenten folgende Eigenschaften der Bindegewebe: Zugfestigkeit, Elastizität, Schrumpfung unter der Einwirkung von Hitze oder Säuren, Quellfähigkeit, Gelatinebildung und Resistenz gegen Magensaft.

SCHAFFER (1879) betrieb Untersuchungen über die Zusammensetzung kollagener Fasern. Seiner Meinung nach bestanden die durch Kochen vorbehandelten Fibrillen aus Glykokoll, Leucin und Tyrosin.

Auf die speziellen Bedeutungen der Bindegewebe wies u.a. KOELLIKER (1889) hin, indem er ihnen verschiedenartigste Funktionsbereiche zuordnete. Je nach der besonderen Beschaffenheit seien diese Gewebe an den jeweiligen Aufgabenbereich angepaßt, zuweilen fest, z.B. als Sehne oder Aponeurose, lockerer als Gefäß-, Nerven- oder Drüsenträger, nachgiebig zur Ausfüllung von Zwischenräumen.

Untersuchungen an Bindegeweben sind heute von besonderer Aktualität, vor allem seit bekannt ist, daß Kollagen und auch seine Vorstufe, das Prokollagen, immunogen sind. Daher ist das Interesse an der weiteren Erforschung dieser fibrillären Proteine im Hinblick auf entsprechende Probleme nach Transplantationen gewachsen.

Nach VIIDIK (1978) soll ein normal hoher Blutzucker-

spiegel der Alterung kollagener Strukturen vorbeugen. Der genannte Autor fand, daß das Kollagen 40-jähriger Diabetiker dem gesunder Individuen von 100 Jahren entsprach.

Gewisse dominant vererbbare Krankheiten, z.B. das Marfan-Syndrom, das Ehlers-Danlos-Syndrom, der Isthyrismus oder die Osteogenesis imperfecta, haben sich als Kollagenerkrankungen auf molekular-pathologischer Basis erwiesen. JACKSON (1978) beschreibt als Ursache des Ehlers-Danlos-Syndroms Typ IV (es sind bisher 7 Typen dieser Erkrankung differenziert worden) die fehlende Synthese von Kollagen des Typs IV. Eine zu starke Produktion dieser Untereinheit soll sich dagegen bei einer Art der Osteogenesis imperfecta finden. Zu dieser Krankheitsgruppe gehört auch der Lupus erythematodes disseminatus, der aber auch durch über lange Zeit verabreichte Hydantoine oder deren Überdosierung ausgelöst werden kann (DENNIG, 1969). Obwohl die Ätiologie der Kollagenosen noch umstritten ist, sind nach den bisher vorliegenden Erkenntnissen folgende Möglichkeiten der Störung des Kollagenstoffwechsels zu diskutieren (BUDDECKE, 1977):

a) abgewandelte Sequenz der Aminosäuren
b) Ausbleiben der Hydroxylierung des Prolins bzw. Lysins im Protokollagen
c) Störung der extrazellulären Quervernetzungen durch Behinderung ihrer Biosynthese oder durch proteolytische Enzyme

Eine Veränderung der Querverbindungen, von denen intra- und intermolekulare existieren (BAILEY und ROBINS, 1973), liegt nach Ansicht dieser Forscher beim experimentellen Lathyrismus als Folge einer gestörten Biosynthese vor.

Grundsätzlich ist zu sagen, daß diese Quervernetzungen nach Ansicht einiger Forscher das Temperaturverhalten des Kollagens in hohem Maße beeinflussen. Die intra- und extramolekularen Querverbindungen stabilisieren die kollagenen Fasern gegen thermische Einflüsse (ALLAIN et al., 1977). Diese Bindungen haben nach BAILEY und ROBINS (1973) kovalenten Charakter. Sie bilden durch ihre Art der Anordnung zwischen den Polypeptidketten des Kollagens einen mehr oder minder festen Rahmen oder ein Gerüst (VIIDIK, 1978). Wird dem Kollagen Energie in Form von Wärme zugeführt, so wird das Molekül durch das genannte Gerüst nach Auffassung des genannten Autors thermisch stabilisiert, indem es die größere kinetische Energie, hervorgerufen durch die stärkeren Molekülbewegungen, so lange absorbiert, bis es schließlich selbst durch die Hitze zerstört wird. An diesem Punkt beginnt das fibrilläre Protein zu schrumpfen.

Die genauen Temperaturangaben über den Beginn dieser Veränderung schwanken in der Literatur, zumal der Beginn der Wärmeschrumpfung (Thermokontraktion) vom umgebenden Milieu abhängig ist. Bei Sehnen in Neutral-

salzlösung liegt er nahe 60 °C. SCHRETZMAIR (1970) beschreibt die schnelle Kontraktion des Kollagens für eine Temperatur oberhalb von 62 °C. Das Phänomen selbst wird mit einem Bruch von Brückenbindungen erklärt, welche das Kollagen normalerweise in einem gestreckten Zustand halten. Nach KUKHAREVA et al. (1969) und VIIDIK (1978) sind dafür Wasserstoffbrücken verantwortlich, die im Normalfall in einem "kooperativen System" zusammenarbeiten. Durch die der fibrillären Struktur eigene helikale Elastizität zieht sich das Kollagen bei Fortfall der genannten Bindungen zu einem Knäuel zusammen. Im physikalischen Sprachgebrauch der Thermodynamik heißt dieses, daß der Knäuelzustand (= der thermisch denaturierte) der stabile ist, der als Gleichgewichtszustand durch die maximale Entropie und die minimale gespeicherte Energie definiert ist (SCHRETZMAIR, 1970). WÖHLISCH und DU MESNIL DE ROCHEMENT (1926) vergleichen die Wärmeschrumpfung mit dem Schmelzen von Kristallen, also dem Übergang von einem geordneten in einen ungeordneten Zustand.

Nach BRÜCHLE und GEHLEN (1965) wird der Beginn der Thermokontraktion durch die Geschwindigkeit des Temperaturanstieges, das umgebende Milieu, die Vorbelastung sowie die Vorbehandlung (feuchte oder trockne Lagerung, Röntgenbestrahlung) beeinflußt. Außerdem steigt das Ausmaß der Wärmeschrumpfung mit

dem Alter des Untersuchungsmaterials deutlich an (VIIDIK, 1977). TAKACS und VERZAR (1968) beschreiben eine größere Stabilität älteren Kollagens gegenüber thermischer Denaturierung als dies bei jungem Kollagen der Fall ist. BAILEY et al. (1974) erklären die erreichten höheren Spannungen in alter Haut oberhalb der Schrumpfungstemperatur gegenüber den in junger mit dem Ersatz thermolabiler Bindungen durch thermostabile. Dieser Ansicht schließen sich auch ALLAIN et al. (1977) an.

Der biochemische Aufbau des Moleküls hat wie erwähnt Auswirkungen auf seine thermische Stabilität. So findet RIGBY (1971) diese erhöht bei einem gesteigerten Gehalt an Prolin und Hydroxyprolin. Nach TIMPL (1977) führt die Umwandlung von Prolin zu Hydroxyprolin zu einer Erhöhung der Schmelztemperatur des Kollagens von 25 auf 37 °C. Eine weitere Stabilisierung kommt durch die Fibrillogenese zustande, die in vitro bei Inkubation einer Lösung monomerer Kollagenmoleküle unter physiologischen Bedingungen (pH 7, 37 °C) beobachtet wird. Dies ergibt eine weitere Erhöhung um 15 °C. Der Anstieg auf 60 °C bis 65 °C geschieht dann durch kovalente Quervernetzung der Moleküle innerhalb des Fibrillenverbandes.

Die fundamentale Bedeutung der Quervernetzungen für die Mechanik des Kollagens in Abhängigkeit von der Temperatur ist damit ersichtlich. VIIDIK (1978) spricht

von einem "idealen" Gehalt an Quervernetzungen, bei dessen Überschreiten das Gewebe spröde wird und die Steifheit zunimmt. Eine Verhinderung der Ausbildung der genannten Bindungen mit einem dementsprechend geringen Gehalt soll durch D-Penicillamin erreicht werden.

Abschließend sei auf die Bedeutung der Grundsubstanz für die mechanische Charakteristik der kollagenen Fasern hingewiesen. Nach MAHANARADKRISHNAN et al. (1975) führt das Entfernen der nicht-kollagenen Substanzen zu einem Kraftabfall und zur Erhöhung der Dehnungseigenschaften in entsprechenden Versuchen.

1.2 Problemstellung

Wegen des parallelen Verlaufs der einzelnen Fasern eignen sich Sehnen besonders gut zur Untersuchung der mechanischen Eigenschaften kollagener Gewebe. Dazu bieten sich Methoden aus der technischen Werkstoffprüfung an. Mit Hilfe solcher Verfahren wird im Bereich der Technik geprüft, welcher Werkstoff sich unter bestimmten Belastungsbedingungen für die gestellten Aufgaben am besten eignet. Außerdem läßt sich damit feststellen, ob ein Material Ermüdungserscheinungen zeigt, wenn es über lange Zeit hinweg einer gleichförmigen konstanten Spannung oder periodischen Wechsellasten (Zug-Druck) unterworfen wird. Ein wichtiger Parameter bei solchen Experimenten ist auch die Zerreißfestigkeit bzw. die maximal tolerierte Spannung eines Werkstoffes, die jeweils materialabhängig ist. Solche Werte sind bedeutungsvoll, da Bauwerke, z.B. Brücken, mit mehrfacher Sicherheit ausgelegt werden müssen, d.h., es wird von ihnen verlangt, ohne Schaden ein Vielfaches der maximal möglichen errechneten Last tragen zu können. Sehnen sind ebenfalls in der Lage, ein Mehrfaches der maximal erzeugbaren Muskelkraft zu übertragen. Sie haben somit eine Sicherheitsreserve, die funktionell von Bedeutung ist, da sie hilft, Sehnenabrisse zu vermeiden.

Aus den Ergebnissen der Literatur und Problemen der aktuellen Forschung ergaben sich für uns folgende

Fragestellungen:

1. Welchen Einfluß hat die Temperatur auf das mechanische Verhalten von Sehnen?
2. Gibt es eine geeignete Versuchsanordnung, um dieses Verhalten zu untersuchen?
3. Welche konkreten Probleme ergeben sich bei einer solchen Versuchsanordnung?
4. Ist die gewählte Versuchsanordnung geeignet, Fehlermöglichkeiten durch Fremdeinflüsse auszuschließen?
5. Gibt es Unterschiede im mechanisch-rheologischen Verhalten von Sehnen bei unterschiedlichen Temperaturen unterhalb des Beginns der Schrumpfung (Thermokontraktion)?
6. Sind durch Erwärmungen unterhalb der Schrumpfungstemperatur verursachte Änderungen des mechanischen Verhaltens kollagener Fasern reversibel?
7. Bewirkt Temperaturvariation eine Verhaltensänderung von Sehnen unter isometrisch-zyklischer Belastung?
8. Wie verhalten sich bereits untersuchte Sehnen, die über 24 Stunden in ungespanntem Zustand in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt wurden, bei Versuchswiederholung?
9. Welchen Einfluß auf das Weg-Zeit Verhalten der untersuchten Sehnen haben verschiedenartige Weg-Zeit Eingangsfunktionen (z.B. trapezförmige, dreieckförmige)?
10. Welche Veränderungen erfahren Hysteresekurven von

Sehnen durch Temperaturänderungen?

11. Besteht ein Zusammenhang zwischen der Größe der Hysteresefläche von Sehnen und dem dabei erreichten Kraftwert?
12. Was bedeuten die experimentellen thermisch-mechanischen Untersuchungsergebnisse für die klinische Praxis?

2 Material und Untersuchungsverfahren

2.1 Material

Das Untersuchungsmaterial bestand aus frisch entnommenen Fußsehnen von Hunden und Kälbern, welches uns freundlicherweise vom Institut für Experimentelle Chirurgie der Universität Düsseldorf (Direktor Prof. Dr. Arnold) überlassen wurde. Bei der Freilegung und Entnahme wurde streng darauf geachtet, Läsionen der Sehnen zu vermeiden. Die Lagerung bis zur Untersuchung erfolgte in Plastikbeuteln unter Luftabschluß bei -27 °C.

Da nach VAN BROCKLIN und ELLIS (1965) die biomechanischen Eigenschaften frischer und tiefgekühlter Sehnen weitgehend identisch sind, gelten die von uns erzielten Untersuchungsergebnisse auch für Frischgewebe.

2.2 Untersuchungsverfahren

2.2.1 Zur Methodik von Einspannungsvorrichtungen

Die Experimente wurden an einer Universalprüfmaschine (Fa. Zwick & Co. Ulm, Typ 1434) durchgeführt. Für unsere speziellen Fragestellungen war es erforderlich, diese Versuchseinrichtung durch zusätzliche selbstkonstruierte Vorrichtungen zu erweitern (s. Skizze der Versuchsanordnung, Abb. 1). Besondere Aufmerksamkeit widmeten wir dem schwierigen Problem der Sehneneinspannung, an die grundsätzlich folgende Forderungen zu stellen sind:

1. Die Sehne darf sich bei Belastung (Zug) nicht aus der Einspannung herausziehen.
2. Die Sehne darf nicht - oder nicht mehr als unbedingt notwendig - durch die Art der Einspannung geschädigt werden.
3. Die Sehne darf während der Untersuchungen nicht durch äußere Einflüsse alteriert werden, die z.B. Austrocknung oder chemische Veränderungen bewirken können.
4. Alle Parameter, die in die Messung der Sehneneigenschaften eingehen, müssen bekannt oder berechenbar sein (z.B. die Wärmeausdehnungskoeffizienten der unmittelbar den Temperaturänderungen ausgesetzten Teile der Einspannungsvorrichtung).

Alle bisher verwandten Einspannungsmöglichkeiten tragen diesen Forderungen in unterschiedlicher Weise Rechnung. Die von der Einspannungstechnik her ideale

Möglichkeit, die darin bestände, die Sehne mit anhängendem Muskel und zugehöriger Insertionen am Skelet zu untersuchen, wobei lediglich die Knochen eingeklemmt würden, in denen die Ursprungs- und Ansatzsehne in natürlicher Weise verankert sind,läßt sich verständlicherweise nicht verwenden. Denn damit ließe sich zwar eine mechanische Sehnenalteration vermeiden, die bei jeder anderen bekannten Einspannungsart auftritt, allerdings würden je auf diese Weise nicht die Sehneneigenschaften allein gemessen, sondern ebenfalls die von Muskel, Knochen, Periost usw.. Wir wählten das in Abb. 1 dargestellte Verfahren.

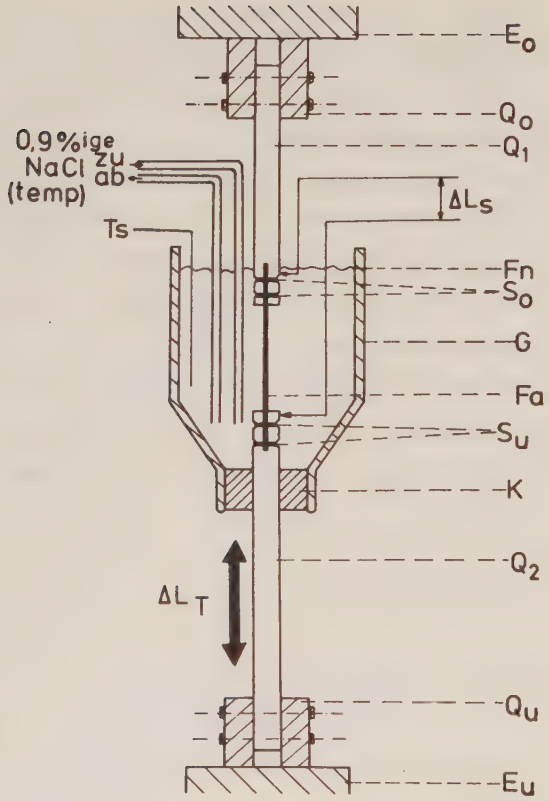

Abb. 1: Versuchsaufbau zur Untersuchung der mechanischen Eigenschaften von Sehnen bei verschiedenen Temperaturen; nähere Erläuterungen siehe Text.

Bedeutung der Abkürzungen in Abb. 1:

E_o = obere Einspannung (am Kraftmeßkopf)

E_u = untere Einspannung (an der Traverse)

Q_o = obere Einspannung des Quarzstabes

Q_u = untere Einspannung des Quarzstabes

Q_1 = Quarzstab 1

Q_2 = Quarzstab 2

Fn = Flüssigkeitsniveau

S_o = obere Sehnenbefestigung

S_u = untere Sehnenbefestigung

G = Gefäß

Fa = Sehnenfasern

K = Korkstopfen

ΔL_T = Wegänderung der Traverse

ΔL_S = Änderung der Sehnenlänge (elektr. gemessen)

T_S = Temperaturmeßsonde

0,9 %ige NaCl $\frac{zu}{ab}$ = kontinuierlicher Zu- und Abfluß der temperierten 0,9 %igen NaCl-Lösung

2.2.2 Erläuterungen zur Einspannung

Zwischen die Enden zweier Quarzglasstäbe, deren Enden gemäß Abb. 1 bearbeitet sind, wird die zu untersuchende Sehne mittels festem Fadenmaterial breitflächig in mehreren Lagen übereinander mit jeweils zwei Fäden festgebunden. Dieses Verfahren (Abb. 1) bietet folgende Vorteile:

1. eine sehr geringe Schädigung der Sehne
2. eine Vergrößerung der wirksamen Reibungsfläche gegenüber einer einfachen Fadenumschlingung

Physikalisch gilt:

$$F_R = \mu F_N$$

wobei

F_R = Reibungskraft

F_N = Normalkraft = Kraft, mit der der Körper gegen die Unterlage gedrückt wird

μ = Reibungszahl

F = Kraft, mit der die Sehne gedehnt wird

Die Reibungskraft F_R wirkt stets parallel zur Berührungsfläche und ist der Bewegung entgegen gerichtet. F_R beträgt einen Bruchteil der Normalkraft F_N.

σ = Druck = Kraft/Fläche = F/A

Hier gilt:

$\sigma_R = F_R/A$

wobei

σ_R = Reibungsdruck

A = Reibungsfläche

Daraus folgt:

$$F_R = \sigma_R A = \mu F_N$$

$$\sigma_R = \mu F_N / A$$

Bei Vergrößerung der Fläche A und konstanten μ und F_N sinkt demnach der Reibungsdruck σ_R. Dies ist günstig, da die Sehne auf diese Weise punktuell weniger stark geschädigt wird und sich nicht so leicht aus der Einspannung herauszieht. Damit sind bei dieser Anordnung die Forderungen 1. und 2. erfüllt (siehe unter 2.2.1).

2.2.3 Versuchsbedingungen

Sehne und Glasstabenden sind in ein Bad aus 0,9 %iger NaCl-Lösung eingetaucht (Abb. 1). Kontinuierlicher Zu- und Abfluß dieser Lösung aus temperierten Reservoiren (bei gleichzeitiger kontinuierlicher Temperaturkontrolle) schaffen ein temperaturstabiles Fließgleichgewicht. Die verschieden temperierten Reservoire erlauben außerdem, durch Regulieren der Zu- und Abflüsse der einzelnen Gefäße innerhalb kurzer Zeit ein neues Temperaturniveau einzustellen. Das Gefäß aus Kunststoffmaterial, welches das Bad aus physiologischer Kochsalzlösung und die Sehne enthält, ist unten mit einem Korkstopfen verschlossen, der vom unteren Quarzstab durchbohrt wird. Der Korkstopfen dichtet dabei einerseits das Gefäß nach unten ab und ermöglicht andererseits ein Verschieben des Gefäßes in vertikaler Richtung. So kann es bei der Befestigung der Sehnen nach unten gezogen werden; während des Experimentes wird es so weit nach oben geschoben, bis das Präparat vollständig in die physiologische Kochsalzlösung eingetaucht ist. Durch dauernde Umspülung mit diesem Medium wird die Austrocknung der Sehne auch bei längerer Versuchsdauer verhindert und eine angenähert "physiologische" Umgebung geschaffen gemäß Forderung 3. unter 2.2.1.

Durch die Verwendung von lediglich zwei Materialien (Quarz und Faden) gehen außer der Sehne nur diese

mit in die Messung ein. Der Wärmeausdehnungskoeffizient α von Quarz ist allerdings vernachlässigbar klein ($\alpha_{Quarzglas} = 0{,}6 \times 10^{-6}$ 1/K). Da das Fadenmaterial sich praktisch ausschließlich in Längsrichtung bei Erwärmung ausdehnt, also senkrecht zur Sehnenfaserrichtung, ist sein Ausdehnungskoeffizient ebenfalls zu vernachlässigen entsprechend der Forderung 4. unter 2.2.1.

2.2.4 Erläuterungen zur Wärmeausdehnung

Ein Körper dehnt sich bei Erwärmung aus.

Theorie: Bei der Erwärmung nimmt die Amplitude der schwingenden Moleküle zu, sie erfüllen einen größeren Raum. Feste Körper dehnen sich beim Erwärmen nach allen Richtungen aus. Bei Stäben und Drähten wirkt sich die Ausdehnung vor allem in der Länge aus.

Es gilt in guter Näherung:

$$\Delta L = L_1 \alpha \Delta T$$

$$(mm) = (mm)(1/K)(K)$$

$$L_2 = L_1 + \Delta L$$

$$= L_1 + L_1 \alpha \Delta T$$

$$L_2 = L_1(1 + \alpha \Delta T)$$

Dabei ist:

L_1 = Ausgangslänge des Körpers (vor Temperaturänderung)

L_2 = Endlänge des Körpers (nach Temperaturänderung)

ΔL = Längenänderung $= L_2 - L_1$

ΔT = Temperaturänderung $= T_2 - T_1$

α = Längenänderungskoeffizient = linearer Wärmeausdehnungskoeffizient

Für α gilt:

a) es ist materialabhängig

b) es ist geringgradig temperaturabhängig

c) bei Abkühlung ist es negativ

Unser Ziel war es, α möglichst klein zu halten, um in die Messungen nur die Änderungen der Sehnenparameter einfließen zu lassen.

Zum Vergleich:

$$\alpha_{\text{Polyäthylen}} = 200 \times 10^{-6}\ 1/K$$

$$\alpha_{\text{Stahl}} = 11{,}7 \times 10^{-6}\ 1/K$$

$$\alpha_{\text{Quarzglas}} = 0{,}6 \times 10^{-6}\ 1/K$$

Quarz erwies sich damit als ein geeignetes Material für die Einspannung bei unseren thermisch-mechanischen Untersuchungen an kollagenen Fasern.

3 Einzelversuche

3.1 Versuchsreihe I

3.1.1 Versuchsablauf

Untersucht wurde eine Hundesehne mit den definierten Parametern Durchmesser, Einspannlänge, Dehnungsgeschwindigkeit (Traversengeschwindigkeit). Zunächst erfolgte zur Einstellung des normalen Funktionszustandes eine neunmalige Belastung der Sehne mit einer Kraft von 3 N und einer anschließenden 3-minütigen Pause im entspannten Zustand. Zur Messung der Relaxation wurde die Sehne dann um eine bestimmte Strecke ΔL gedehnt und dieser Dehnungsvorgang bei Erreichen einer Kraft von 4 N unterbrochen. Die Temperatur betrug 20 °C, Nach jeweils 45 Minuten - das Gleichmaßverhalten (steady state, waagerechte Linie im P-t Disgramm) war hier immer erreicht - wurde die Temperatur auf 40 °C erhöht und nach neuerlicher Einstellung des steady state wieder auf 20 °C abgekühlt. Anschließend wurde der gleiche Versuch mit 8, 12, und 16 N Maximallast durchgeführt. Nach 24-stündiger Pause wurde das skizzierte Experiment wiederholt und nach weiteren 24 Stunden die Sehne isometrisch-zyklischen Dehnungen unterworfen und auch hier der Einfluß der Temperatur untersucht.

3.1.2 Ergebnisse der Versuchsreihe I

Die Abb. 2 zeigt das Kraft-Zeit Verhalten der Hundesehne im isometrischen Versuch. Die für viscoelastische Körper typische Relaxationskurve zeigt einen initial schnellen Kraftabfall, an den sich ein zunehmend flacher werdender Kurvenverlauf anschließt, der sich asymptotisch einem bestimmten Wert nähert (steady state), dem Relaxationsendwert. Bei Erhöhung der Temperatur von 20 °C auf 40 °C erfolgt erneut ein anfangs steiler Abfall, bis sich von neuem ein Gleichgewichtszustand auf jetzt niedrigerem Niveau einstellt. Wird wieder auf 20 °C abgekühlt, so steigt die Kraft zu Beginn schnell an, um dann langsamer einem fast konstanten Wert zuzustreben.

Die Abhängigkeit dieses Verhaltens von der durch die Dehnung hervorgerufenen maximalen Kraft bzw. (auf den Anfangsquerschnitt bezogen) Spannung in der Sehne wurde untersucht, indem sie nacheinander um ΔL_1 bis ΔL_4 gedehnt wurde. Es resultierten Kräfte von 4, 8, 12 bzw. 16 N. Bei den Relaxationen zeigen die Kraftkurven jeweils ähnliches Verhalten. Je höher die aufgebrachte Kraft oder die Spannung ist, um so ausgeprägter zeigt sich der Initialabfall der Kraft. Zur Erreichung des Gleichgewichtszustandes ist bei ansteigender Kraft eine zunehmend lange Zeit notwendig. Siehe hierzu Abb. 2 und Tab. 1.

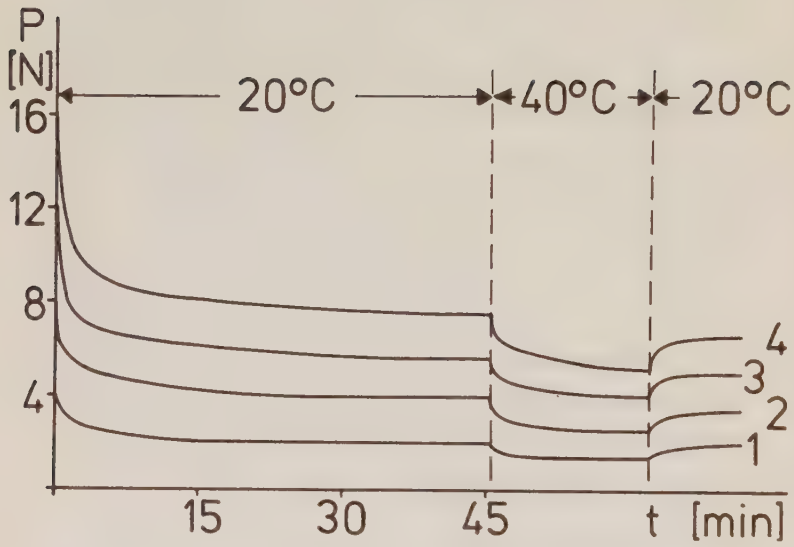

Abb. 2: Projektion der Relaxationskurven der Versuchsreihe I übereinander. Gemeinsamer zeitlicher Nullpunkt für alle Belastungen. Anfangskräfte P_1 bis P_4, Sehnenverlängerungen ΔL_1 bis ΔL_4. Ausgangslänge L_o = 53 mm.

Dehnungsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$ = 15 mm/min

Kurve 1: P_1 = 4 N, ΔL_1 = 2,5 mm ≙ 4,7 %

Kurve 2: P_2 = 8 N, ΔL_2 = 2,8 mm ≙ 5,3 %

Kurve 3: P_3 = 12 N, ΔL_3 = 3,2 mm ≙ 6,0 %

Kurve 4: P_4 = 16 N, ΔL_4 = 3,7 mm ≙ 7,0 %

Bei schneller Erhöhung der Temperatur auf 40 °C erfolgt sofort ein initial schneller Abfall der Kraft, bis sich asymptotisch ein neuer steady state einstellt, der auf einem niedrigerem als dem Ausgangsniveau liegt. Auch hier wird, wie aus der Kurve in Abb. 2 ersichtlich, bei geringer Belastung der Zustand des Gleichgewichts schneller erreicht als bei hoher. Nach Senkung der Temperatur auf 20 °C steigt der Relaxationswert anfangs schnell, dann immer langsamer bis zu einem neuen konstanten Wert an (Kraftrückgewinn). Bei großer Ausgangslast, z.B. 16 N, ist dabei der Initialanstieg bedeutend stärker ausgeprägt als bei niedriger. Geringe Dehnung und entsprechend niedriger Wert der Kraft läßt den ursprünglichen 20 °C-Kraftwert fast wieder erreichen; bei stärkerer Dehnung, die eine höhere Kraft bedingt, also 8, 12 oder 16 N, bleibt der Wert dagegen deutlich kleiner (Tab. 1). Wir können den beschriebenen Vorgang bei geringer Spannung der Sehne demnach als reversibel betrachten, bei höherer Spannung als irreversibel.

Der relative Abfall der Kraft bei 40 °C nach jeweils 16,5 min gegenüber dem bei 20 °C, ausgedrückt durch den Quotienten P_{R20}/P_{R40} (Tab. 1), ist bei den hier zur Anwendung gekommenen Kräften annähernd konstant, so daß daraus eine näherungsweise Berechnung des Kurvenverlaufes bei Verwendung anderer Kräfte möglich wäre.

		P_R bei		$\frac{P_{R20\ °C}}{P_{R40\ °C}}$	P_K
	P \ T	20 °C	40 °C		20 °C
1.Versuchstag	4 N	1,9	1,4	1,35	1,8
	8 N	3,8	2,5	1,52	3,1
	12 N	5,3	3,7	1,43	4,6
	16 N	7,1	5,0	1,42	6,3
2.Versuchstag	4 N	1,5	1,0	1,50	1,4
	8 N	4,6	3,0	1,53	4,1
	12 N	7,0	4,6	1,52	6,0
	16 N	8,2	5,7	1,44	7,1

Tab. 1: Quantitative Auswertung der Versuchsreihe I des 1. Versuchstages und nach Ablauf von 24 Stunden (2. Versuchstag). P = Kraft (N), P_R = Kraft nach Ablauf der Relaxation, P_K = Kraft nach Ablauf des Kraftrückgewinns, T = Temperatur (°C), $\frac{P_{R20\ °C}}{P_{R40\ °C}}$ = Quotient aus den Relaxationswerten bei 20 °C und bei 40 °C

3.1.3 Ergebnisse der Versuchsreihe I nach 24 Stunden

Nach 24-stündiger Erholung zeigt die Sehne ein qualitativ gleiches Verhalten im Vergleich zu den bereits beschriebenen Ergebnissen des Vortages. Die quantitative Auswertung ergibt allerdings, daß die Relaxationswerte sowie die Werte nach Kraftrückgewinn nun höher liegen, mit Ausnahme der Werte bei Versuchsbeginn unter 4 N Belastung, die nach 24-stündiger Pause niedriger liegen. Dieses Verhalten wird durch die fehlende Vorbelastung am 2. Versuchstag im Gegensatz zum ersten erklärt, an dem neunmal mit geringer Kraft vorbelastet worden war. Die Sehne wurde am 2. Tag unmittelbar vom Entspannungs- in den Belastungszustand versetzt, wodurch die Konditionierung zur Herstellung des Funktionszustandes durch fehlende Vorbelastung entfiel. Für das Verhalten bei 8, 12 und 16 N gilt diese Erklärung nicht, da die Belastung mit 4 N zu Anfang des Versuches für die folgenden Abläufe ein Konditionieren darstellt. Das Gesamtverhalten der Sehne am 2. Tag wird demnach durch die Versuche des ersten beeinflußt. Durch die 24-stündige Pause erfolgte eine unvollständige Erholung, was ebenfalls Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften hat (Abb. 3, Tab. 1).

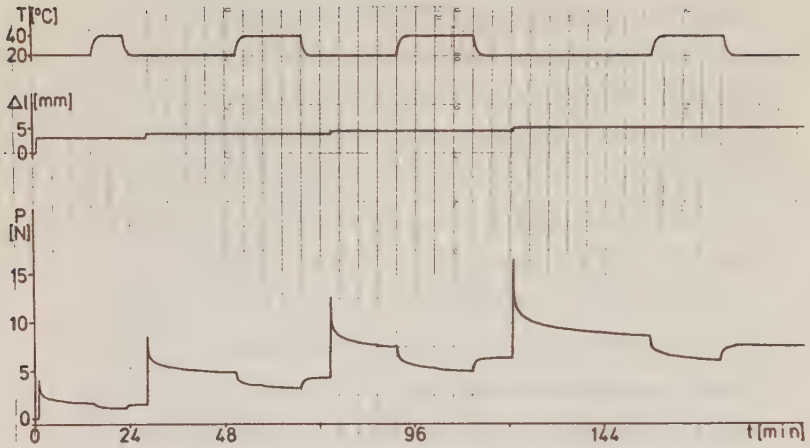

Abb. 3: Gleiche Sehne wie in Abb. 2 nach 24-stündiger Pause im vollständig entspannten Zustand in 0,9 %iger NaCl-Lösung bei Zimmertemperatur; keine neue mechanische Vorgeschichte; Originalkurve des Versuches.

3.1.4 Ablauf der Versuchsreihe I nach nochmaliger 24-stündiger Pause

Nach abermals 24-stündiger Pause wurde die gleiche Sehne einer modifizierten Beanspruchung unterworfen. Sie wurde jetzt isometrisch-zyklisch - mit zwischengeschalteten vollständigen Entdehnungen - um $\Delta L = 1{,}2$ mm gedehnt (dreieckförmige Weg-Zeit Eingangsfunktion). Die Abb. 4 zeigt das dabei auftretende mechanische Verhalten der Sehne.

3.1.5 Ergebnisse

Wie im vorherigen isometrischen Versuch erfolgt auch hier (Abb. 4) ein initial schneller, dann immer langsamer werdender Kraftabfall, bis sich die Hüllkurve der zyklischen Kraftspitzen asymptotisch einem festen Wert nähert. Die Kurvenform unterscheidet sich allerdings deutlich von der der Vortage. Der Initialabfall ist weniger stark ausgeprägt, die Krümmung der Kurve ist geringer.

Zum Zeitpunkt 1 (Abb. 4) ist die Sehne nun soweit entdehnt, daß eine Kraft von 4 N resultiert. Dieser Dehnungszustand wird anschließend für 3 min beibehalten. Es zeigt sich weder eine ausgeprägte Relaxation noch ein Kraftrückgewinn, das Gewebe hat sich in seinem Verhalten dem isorheologischen Zustand angenähert (Gleichgewicht zwischen Relaxation und Kraftrückgewinn). Zum Zeitpunkt 2 wird wieder zyklisch um gleiche Wegbeträge gedehnt. Das Niveau der Kraftspitzen ist nun etwas niedriger als vor der 3-minütigen Pause. Am Punkt 3 erfolgt die Erhöhung der Temperatur auf 40 °C. Die Kraft sinkt anfangs schnell, dann langsam und strebt einem neuen Gleichgewichtszustand zu. Bei Punkt 4 erfolgt wieder eine teilweise Entdehnung wie oben beschrieben. Jetzt zeigt sich bei einer Ausgangskraft von 4 N eine deutliche Relaxation. Die Lage der isorheologischen Linie ist, wie ersichtlich, demnach temperaturabhängig. Nach erneuten zyklischen Dehnungen

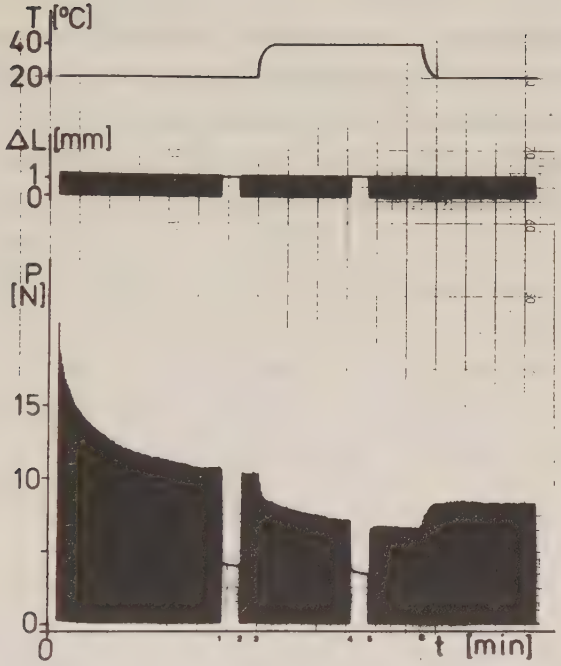

Abb. 4: Gleiche Sehne wie in Abb. 2 nach nochmaliger 24-stündiger Pause wie in Abb. 3 beschrieben; keine neue mechanische Vorgeschichte; isometrisch-zyklische Dehnungen ohne Pausen mit zwischengeschalteten unvollständigen Entdehnungen bei verschiedenen Temperaturen. Da die zyklischen Kurvenzüge wegen des langsamen Papiervorschubes sehr dicht nebereinander liegen, entsteht eine nahezu einheitliche schwarze Fläche.
Obere Kurve: Temperatur-Zeit Eingangsfunktion
Mittlere Kurve: Weg-Änderung-Zeit Eingangsfunktion
Untere Kurve: Kraft-Zeit Ausgangsfunktion

(von Punkt 5 an) zeigt sich ein gering ausgeprägtes Spitzenanstiegsphänomen, an das sich ein neuer steady state anschließt. Die Temperatur wird bei Punkt 6 wieder auf 20 °C gesenkt. Es resultiert ein zyklischer Kraftrückgewinn mit Spitzenanstieg. Der neue Gleichgewichtszustand liegt auch hier auf einem niedrigeren als dem ursprünglichen 20 °C-Niveau.

3.2 Versuchsreihe II

3.2.1 Versuchsablauf A

Dieser Versuch sollte Aufschluß geben über das Verhalten einer Kalbssehne unter isometrisch-zyklischen Dehnungen mit zwischengeschalteten Pausen (trapezförmige Weg-Zeit Eingangsfunktion) und systematischer Variation der Temperatur. Die Sehnenfasern wurden hierbei jeweils um 2,65 mm gedehnt und wieder vollständig entdehnt, so daß bei Nulldehnung, d.h. $\Delta L = 0$, auch die resultierende Kraft $P = 0$ war. Der Wegnullpunkt wurde dabei so geeicht, daß bei erstmalig erfolgender sehr kleiner Sehnenverlängerung ΔL ein sofortiger Kraftausschlag erfolgte. Wir begannen mit einer Temperatur von 10 ^{o}C.

3.2.2 Ergebnisse

Bei $\downarrow_1$ (Abb. 5) erfolgt die erste Dehnung, gefolgt von einem unmittelbar einsetzenden Kraftausschlag, der anfangs langsam, dann immer schneller zunimmt (Nichtlinearität im Anfangsbereich der Kraftkurve). Diese Charakteristik ist allerdings im Diagramm auf Grund des langsamen Papiervorschubes nicht zu erkennen. Von $\downarrow_2$ bis $\downarrow_3$ wird der Weg konstant gehalten. Die Kraft verringert sich nun in Form einer Relaxationskurve. Ihre Steigung ist anfangs sehr stark negativ, nimmt aber immer mehr in Richtung null ab. Die Verkürzung der Sehne (= Entdehnung) um den gleichen Betrag ΔL erfolgt bei $\downarrow_3$; von $\downarrow_4$ bis $\downarrow_5$ befindet sich die Sehne dann im entspannten Zustand, also $P = 0$.

Dieser Versuchsablauf wird über zehn Zyklen beibehalten. Es zeigt sich sowohl ein Abfall der jeweiligen Kraftspitzen als auch der Relaxations-Kraft-Zeit Endwerte, also der P-Werte am Ende der Relaxation. Beide nähern sich asymptotisch einem steady state (Tab. 2).

Ab $\blacktriangledown$ erfolgt eine Erwärmung auf 37 °C. Im Diagramm zeigt sich jetzt ein sofortiger Abfall sowohl der Kraftspitzen als auch der Relaxationswerte (Tab. 2). Direkt nach der Temperaturerhöhung ist der Abfall beider Werte sehr viel stärker ausgeprägt als im

weiteren Versuchsablauf. Der Ablauf der ersten Relaxation nach dieser Parameteränderung ändert sich in dem Sinne, daß die Krümmung der Kurve zu Beginn dieser Phase geringer wird. In den späteren Zyklen ist dieses Verhalten nicht mehr zu sehen. Die Differenz zwischen Kraftmaximalwert P_{max} zu Beginn eines jeden Zyklus und dem Kraftwert nach abgelaufener Relaxation P_{rel} ist bei 37 °C ab dem 2. Zyklus geringer als nach Ablauf von zehn Zyklen bei 10 °C (Tab. 2). Danach stellt sich ein Gleichgewichtszustand auf niedrigerem Kraftniveau ein.

In Tab. 3 werden die Differenzen der Werte P_{max} bzw. P_{rel} gebildet. Nähere Erläuterungen finden sich in der Legende.

Im Bereich von ▽ bis ▽ wird die Zeitachse durch einen Schrittmotorfehler des Schreibers gespreizt. Die scheinbar länger dauernden Zyklen an dieser Stelle sind nur hierdurch bedingt.

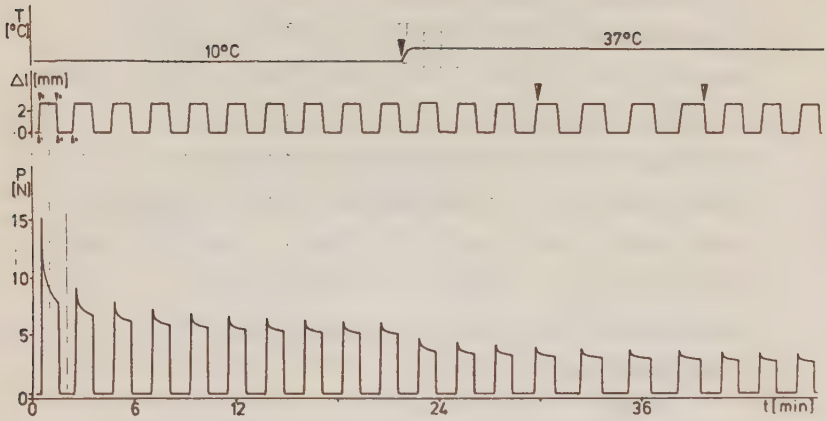

Abb. 5: Obere Kurve: Temperatur-Zeit Eingangsfunktion; mittlere Kurve: Längenänderungs-Zeit Eingangsfunktion; untere Kurve: Kraft-Zeit Ausgangsfunktion; freie Einspannlänge der Sehne L_s = 7 cm, Sehnendurchmesser D = 2 mm, Längenänderung der Sehne ΔL = 2,65 mm, Längenänderungsgeschwindigkeit $v_{\Delta L}$ = 15 mm/min

Zyklus-Nr.	P_{max}	P_{rel}	$P_{max} - P_{rel}$
	(N)	(N)	(N)
1	15,23	7,95	7,28
2	9,15	6,75	2,40
3	7,95	6,30	1,65
4	7,35	6,00	1,35
5	6,98	5,78	1,20
6	6,72	5,63	1,09
7	6,53	5,48	1,05
8	6,38	5,33	1,05
9	6,30	5,25	1,05
10	6,27	5,22	1,05
11	4,80	3,68	1,12
12	4,43	3,53	0,90
13	4,28	3,38	0,90
14	4,08	3,23	0,85
15	3,93	3,15	0,78
16	3,83	3,08	0,75
17	3,72	3,00	0,72
18	3,60	2,91	0,69
19	3,53	2,85	0,68
20	3,45	2,78	0,67

Tab. 2: P_{max} = Maximalkraft nach Wegänderung ΔL; P_{rel} = Kräfte nach Relaxation; $P_{max} - P_{rel}$ = Kräftedifferenz; vor Zyklus 11 Temperaturerhöhung von 10 auf 37 °C.

Zyklus-Differenzen	$P_{max,n} - P_{max,n+1}$	$P_{rel,n} - P_{rel,n+1}$
	(N)	(N)
1 - 2	6,08	1,20
2 - 3	1,20	0,45
3 - 4	0,60	0,30
4 - 5	0,37	0,22
5 - 6	0,26	0,15
6 - 7	0,19	0,15
7 - 8	0,15	0,15
8 - 9	0,08	0,08
9 - 10	0,03	0,03
10 - 11	1,47	1,54
11 - 12	0,37	0,15
12 - 13	0,15	0,15
13 - 14	0,20	0,15
14 - 15	0,15	0,08
15 - 16	0,10	0,07
16 - 17	0,11	0,08
17 - 18	0,12	0,09
18 - 19	0,07	0,06
19 - 20	0,08	0,07

Tab. 3: Kräftedifferenzen; $P_{max,n}$, $P_{max,n+1}$: Kraftmaximalwert des n-ten bzw. n+1-ten Zyklus; $P_{rel,n}$, $P_{rel,n+1}$: Relaxationswert des n-ten bzw. des n+1-ten Zyklus.

3.2.3 Versuchsablauf B

Dieses Experiment ähnelte dem Versuchsablauf A. Es wurde die gleiche Sehne verwandt, nachdem diese sich dreißig Minuten im vollständigen Entspannungszustand befunden hatte. Der Unterschied zum vorherigen Versuch liegt in der geänderten Weg-Zeit Eingangsfunktion (Abb. 6). Die Sehne wurde um den Betrag ΔL verlängert. Diese Dehnung wurde dann eine bestimmte Zeit beibehalten. Darauf erfolgte eine vollständige Entdehnung und anschließend ohne Pause eine Wiederholung des beschriebenen Vorganges. Nach zehn durchlaufenen Zyklen wurde von 10 °C auf 37 °C erwärmt (▼).

3.2.4 Ergebnisse

Bemerkenswert ist auch hier die sofortige Reaktion der Kraft auf die beschriebene Parameteränderung. Der Kraftspitzenabfall ist allerdings nicht so stark ausgeprägt wie im vorherigen Experiment. Die Erniedrigung der Relaxationsendwerte erfolgt jetzt langsamer (Tab. 4). Der Vergleich beider Versuche zeigt, daß keine grundsätzlichen Unterschiede in der Ausgangsfunktion auftreten. Die Schnelligkeit der Anpassung an die geänderte Temperatur scheint dagegen von der Art der Weg-Zeit Eingangsfunktion abhängig zu sein (vergleiche Abb. 5 und 6). Da es sich in beiden Versuchen um dieselbe Sehne handelte, dürfte auch ein Konditionierungseffekt, hervorgerufen durch den Versuchsablauf A, zusätzlich im Ergebnis des Versuches B von Bedeutung sein. Auf einen derartigen Effekt wiesen u.a. VOGT et al. (1973) hin (Tab. 4 und 5).

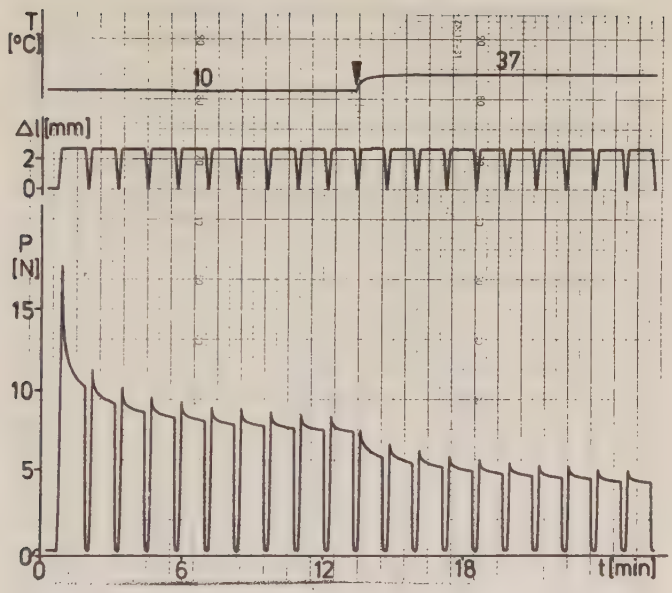

Abb. 6: Diese Abb. unterscheidet sich von der Abb. 5 durch eine geänderte Weg-Zeit Eingangsfunktion.

Obere Kurve: Temperatur-Zeit Eingangsfunktion

Mittlere Kurve: Längenänderungs-Zeit Eingangsfunktion

Untere Kurve: Kraft-Zeit Ausgangsfunktion

Weitere Angaben siehe Abb. 5

Zyklus-Nr.	P_{max}	P_{rel}	$P_{max} - P_{rel}$
	(N)	(N)	(N)
1	17,70	10,13	7,57
2	11,25	9,15	2,10
3	10,08	8,55	1,53
4	9,53	8,25	1,28
5	9,25	8,03	1,22
6	8,88	7,80	1,08
7	8,78	7,73	1,05
8	8,60	7,58	1,02
9	8,48	7,50	0,98
10	8,33	7,41	0,92
11	7,50	5,70	1,80
12	6,60	5,40	1,20
13	6,18	5,12	0,97
14	5,85	4,95	0,90
15	5,60	4,73	0,87
16	5,43	4,58	0,85
17	5,25	4,50	0,75
18	5,21	4,43	0,78
19	4,95	4,28	0,67
20	4,95	4,20	0,75

Tab. 4: Entspricht Tab. 2 bei geänderter Weg-Zeit Eingangsfunktion; nähere Angaben siehe Tab. 2.

Zyklus-Differenzen	$P_{max,n} - P_{max,n+1}$	$P_{rel,n} - P_{rel,n+1}$
	(N)	(N)
1 - 2	6,45	0,98
2 - 3	1,17	0,60
3 - 4	0,55	0,30
4 - 5	0,28	0,22
5 - 6	0,37	0,23
6 - 7	0,10	0,07
7 - 8	0,18	0,15
8 - 9	0,12	0,08
9 - 10	0,15	0,09
10 - 11	0,83	1,71
11 - 12	0,90	0,30
12 - 13	0,42	0,19
13 - 14	0,33	0,26
14 - 15	0,25	0,22
15 - 16	0,17	0,15
16 - 17	0,18	0,08
17 - 18	0,04	0,07
18 - 19	0,26	0,15
19 - 20	0,00	0,08

Tab. 5: Entspricht Tab. 3; nähere Angaben siehe dort.

3.2.5 Versuchsablauf C

Zur Klärung weiterer Einzelheiten des Sehnenverhaltens unter Temperaturvariation wurde eine weitere Variante zum Versuchsablauf A ausgeführt. Nach dreißig Minuten Pause im entspannten Zustand bei Zimmertemperatur in 0,9 %iger NaCl-Lösung wurde dieselbe Sehne nochmals untersucht. Wir gaben eine trapezförmige Weg-Zeit Eingangsfunktion mit zwischengeschalteten Pausen vor, mit dem Unterschied, daß jeweils nur eine unvollständige Entdehnung erfolgte (Abb. 7).

3.2.6 Ergebnisse

Nach nur teilweiser Entlastung und anschließender isometrischer Bedingung zeigt das Präparat einen Kraftrückgewinn in Form eines zwar geringgradigen aber deutlichen Anstiegs, der zu Beginn schnell verläuft, dann langsamer wird und schließlich eine Sättigungscharakteristik aufweist, also einer asymptotischen Näherung an einen bestimmten Wert zustrebt. Das Niveau dieses Punktes - ebenso wie das der minimalen Kräfte im Augenblick nach der jeweiligen Entdehnung - verringert sich deutlich mit zunehmender Anzahl der durchlaufenen Zyklen. Ähnlich verhalten sich die P_{max}-Werte und die Relaxations-Kraft-Zeit Endwerte.

Eine Erhöhung der Temperatur (bei ▼ in Abb. 7) ändert sofort die Höhe der Kraftspitzen sowie die der Relaxation (wie schon unter 3.2.2 und 3.2.4 beschrieben). Die Erwärmung auf 37 °C erfolgt im Augenblick des anfänglichen, starken Kraftrückgewinns (= große Steigung im P-t Diagramm). Es zeigt sich ein sofortiger Umschlag in eine anfangs ausgeprägte Relaxation, die anschließend in ein Gleichmaßverhalten (steady state) mit angenähert horizontalem Verlauf übergeht. Bei den folgenden Zyklen fallen die P_{min}-Werte (= Kräfte unmittelbar nach Entdehnung) zunächst stark, dann nur noch wenig ab. Ebenso verhält sich der Kraft-

rückgewinn, welcher sich wieder deutlich ausprägt (Abb. 7 und Tab. 6).

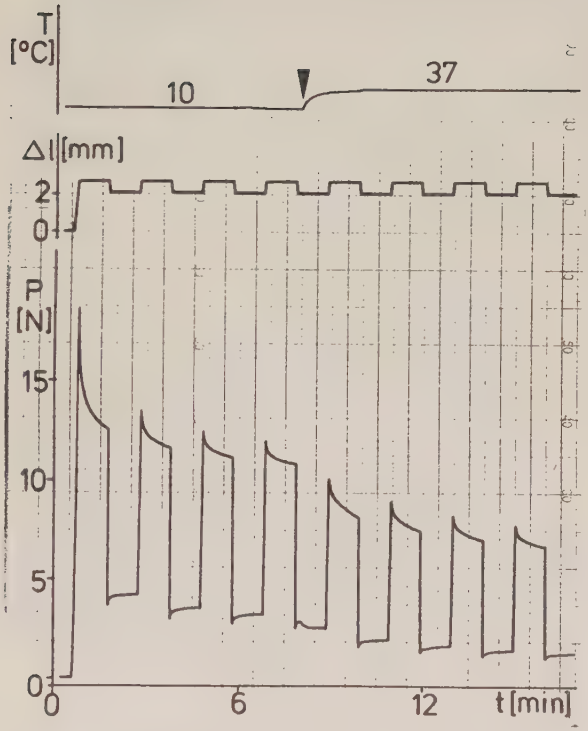

Abb. 7: Gegenüber der Abb. 5 unterscheidet sich diese Abb. durch eine geänderte Weg-Zeit Eingangsfunktion. Die Wegänderung geschieht trapezförmig, nach Dehnung und unvollständiger Entdehnung werden Pausen zwischengeschaltet.
Obere Kurve: Temperatur-Zeit Eingangsfunktion
Mittlere Kurve: Wegänderungs-Zeit Eingangsfunktion
Untere Kurve: Kraft-Zeit Ausgangsfunktion

Zyklus-Nr.	P_{max}	P_{rel}	P_{min}	P_{KRG}	$P_{max} - P_{rel}$	$P_{rel} - P_{min}$
	(N)	(N)	(N)	(N)	(N)	(N)
1	18,60	12,53	3,68	4,20	6,07	8,85
2	13,50	11,63	3,00	3,53	1,87	8,63
3	12,45	11,10	2,70	3,18	1,35	8,40
4	11,96	10,79	2,48	2,52	1,17	8,31
5	10,05	8,10	1,58	1,95	1,95	6,52
6	8,96	7,47	1,32	1,62	1,49	6,15
7	8,25	7,05	1,11	1,38	1,20	5,94
8	7,92	6,74	1,05	1,23	1,18	5,69

Tab. 6: Quantitatives Verhalten der Kraft bei trapezförmiger Wegänderung und unvollständiger Entdehnung; zwischen Zyklus 4 und 5 erfolgte die Erhöhung der Temperatur von 10 °C auf 37 °C.

P_{max} = Maximalkraft direkt nach Dehnung

P_{rel} = Kraft nach erfolgter Relaxation

P_{min} = Minimalkraft direkt nach unvollständiger Entdehnung

P_{KRG} = Kraft nach erfolgtem Kraftrückgewinn

3.3 Einzelversuch

3.3.1 Versuchsablauf

Mittels unserer anfangs beschriebenen und skizzierten Versuchsanordnung untersuchten wir eine Hundesehne im isotonischen Experiment. Mit Hilfe eines elektronischen Regelkreises (closed loop, Abb. 8) war es hierbei möglich, die Sehne unter Konstanthaltung der Kraft zu untersuchen. Nach vorgewählter manueller Einstellung eines bestimmten Kraftniveaus wurde die Sehne so stark gedehnt, bis die gewünschte Kraft erreicht war. An dieser Stelle erfolgte die Variation des Dehnungsvorganges - elektronisch gesteuert - derart, daß in infinitesimal kleinen Zeiteinheiten die Sehne jeweils nur so viel zusätzlich verlängert oder verkürzt wurde, wie zur Aufrechterhaltung der eingestellten Kraft notwendig war.

3.3.2 Befunde

Der elektronisch gesteuerte Dehnungsvorgang sorgt dafür, daß die Kraft linear bis auf den gewünschten Wert ansteigt. Für die Wegregistrierung bedeutet dies, daß sie hierbei nichtlinear verläuft (Abb. 8, nichtlinearer Kraft-Weg Zusammenhang im Anfangsteil der Kurve eines viskoelastischen Körpers). Die Dehnung nimmt anfangs, wie ersichtlich, sehr schnell zu, um dann etwas langsamer zu werden. Bei X ist der eingestellte Kraftwert erreicht. Die Längenänderungskurve zeigt hier einen Knick; sie verläuft anschließend bedeutend weniger steil und wird dann zunehmend flacher, um sich schließlich einem horizontalen Verlauf anzunähern (viskoelastischer Gleichgewichtszustand). Die Temperatur des umgebenden Kochsalzbades beträgt in diesem Zeitintervall I 6 °C (Abb. 8).

Nun wird die Temperatur auf 11 °C erhöht und über den gesamten Bereich II konstant gehalten. Da sich die Sehne hier im Bereich der Thermodilatation befindet, also unterhalb der Schrumpfungstemperatur des Kollagens, dehnen sich die Sehnenfasern bei Erwärmung aus. Zur Aufrechterhaltung der erreichten Kraft muß die Sehne deshalb weiter gedehnt werden. Dies geschieht anfangs schnell, dann langsamer, bis sich ein neuer steady state einstellt.

Im Bereich III (20 °C) zeigt sich ein völlig analoges Verhalten zu II. Bei Erhöhung der Temperatur

auf 43 °C (Abschnitt IV) ergibt sich ebenfalls das Phänomen der Thermodilatation. Die rasche zusätzliche Anfangsdehnung geht jetzt allerdings wesentlich langsamer in den fast horizontalen Anteil als Ausdruck des erreichten Gleichgewichtszustandes über, d.h., bis zu seiner Erreichung ist hier mehr Zeit erforderlich als bei den niedrigen Temperaturen.

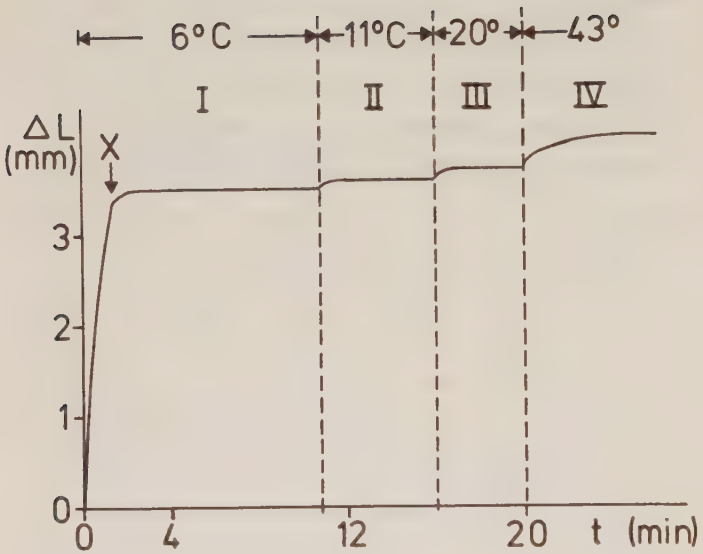

Abb. 8: Untersuchung einer Sehne eines Schäferhundes unter isotonischer Belastung; Konstanthaltung eines bestimmten Kraftwertes mittels eines geschlossenen Regelkreises (closed loop) und Registrierung der zugehörigen Wegänderungen ΔL (Kriechkurve, Retardation) bei unterschiedlichen Temperaturen; freie Einspannlänge L_o = 30 mm, Durchmesser D = 1 mm bei angenähert rundem Querschnitt, konstantes Kraftniveau P = 5,2 N;
Abszisse: Zeit in min
Ordinate: Wegänderung in mm
Die Bereiche I - IV entsprechen den Temperaturen 6, 11, 20 und 43 °C.

3.4 Einzelversuch

3.4.1 Versuchsablauf

In weiteren Einzelversuchen untersuchten wir Schäferhundsehnen. Dazu wählten wir eine dreieckförmige Weg-Zeit Eingangsfunktion. Das Präparat wurde isometrisch-zyklisch um gleiche Wegbeträge verlängert mit jeweils anschließenden vollständigen Entdehnungen. Die zweite unabhängige Eingangsfunktion war die Temperatur; Ausgangsfunktion war die Kraft. Wir begannen mit 37 °C.

3.4.2 Befunde

Die Hüllkurve der resultierenden isometrisch-zyklischen Kraftspitzen zeigt zunächst ein Relaxationsverhalten. Die vorgenommenen Temperaturänderungen sind aus Abb. 9 im einzelnen zu ersehen. Bei Abkühlung von 37 °C auf 32 °C ergibt sich ein mäßiger Kraftanstieg. Die anschließende Erwärmung bedingt einen Abfall der Kraft. Das Ausmaß ihrer Erniedrigung ist, wie sich auch aus den folgenden Abläufen ersehen läßt, viel größer als das des Anstiegs bei den jeweils zugehörigen Temperaturveränderungen. Die Erwärmung auf 42 °C zieht, wie auch die übrigen Temperaturänderungen - mit Ausnahme der Erhöhung auf 72 °C bei den hier angewandten Zeitspannen - die Einstellung eines neuen steady state nach sich. Die zwischengeschaltete Abkühlung auf 12 °C läßt bei der anschließenden neuerlichen Erwärmung auf 42 °C dieses Gleichgewichtsniveau absinken (Abb. 9, Tab. 7). Bei Erhöhung der Temperatur von 13 °C auf 53 °C stellt sich der neue Gleichgewichtszustand erst nach verhältnismäßig langer Zeit ein. Nach zwischenzeitlicher Abkühlung auf 15 °C wird dann auf 72 °C erwärmt.

Dabei ergibt sich zunächst eine starke Erniedrigung der Spitzenwerte auf ein bisher nicht erreichtes Minimum. Sofort anschließend steigt die Kraft plötzlich stark an. Gleichzeitig zeigt sich, daß

die Sehne von nun an durch die unverändert große Wegänderung ΔL nicht mehr vollständig entlastet wird. Es bleibt also bei Entdehnung eine Restspannung (= Kraft bezogen auf den Anfangsquerschnitt) erhalten. Diese steigt zunächst weiter an, bis schließlich ein fast horizontaler Hüllkurvenverlauf erreicht ist.
An den ursprünglichen Anstieg der Kraftmaxima schließt sich ein Abfall an, der anfangs schnell, dann langsamer geschieht. Es ist, wie die Abb. 9 zeigt, hier ein oberes Scheitelabfalls- und ein unteres Scheitelanstiegsphänomen festzustellen. Beides zusammen hat ein Absinken der Kraftamplituden zur Folge. All diese Phänomene lassen sich mit der Thermokontraktion (Wärmeschrumpfung) erklären, die ab etwa 62 °C in den kollagenen Fasern der Sehne einsetzt. Die Sehne zeigt hier ein mehr elastisches, also "gummiartiges" Verhalten. Nach der jetzt einsetzenden Temperatursenkung auf 18 °C steigt der obere Scheitel anfangs schnell, dann langsam an, um schließlich einem neuen viskoelastischen Gleichgewichtszustand zuzustreben. Allerdings ist dieses 18 °C-Niveau niedriger als sogar das von 37 °C zu Beginn des Versuches. Umgekehrt verhält sich der untere Scheitel; die Sehne wird durch die vorgegebene Wegänderung jetzt wieder völlig entspannt. Damit ergibt sich hier insgesamt eine Amplitudenvergrößerung.

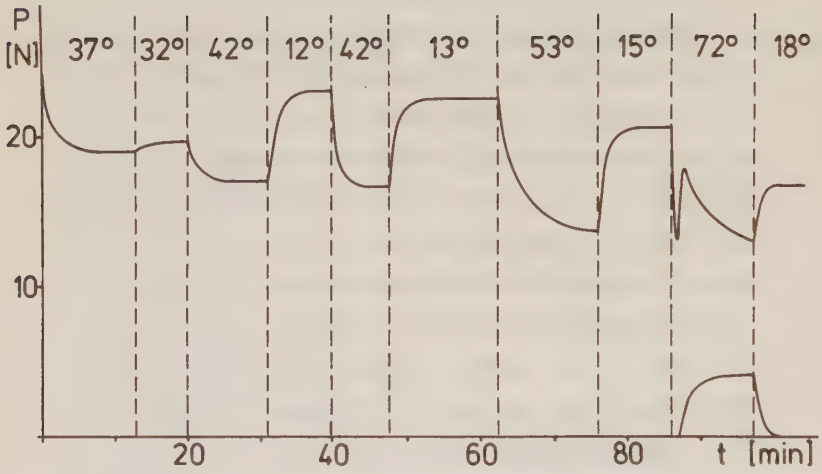

Abb. 9: Hüllkurve der Kraftspitzenwerte, hervorgerufen durch eine isometrisch-zyklische, dreieckförmige Weg-Zeit Eingangsfunktion in Abhängigkeit von der Temperatur in zeitlich richtiger Folge; beachte den oberen Scheitelabfall und den unteren -anstieg im Denaturierungsbereich (72 °C).

T	P
(°C)	(N)
37	19,0
32	19,6
42	17,0
12	23,0
42	16,6
13	22,4
53	13,6
15	20,6
72	13,0
18	16,6

Tab 7: Quantitative Auswertung der Abb. 9; Kraftwerte P im steady state in Abhängigkeit von der Temperatur T; den einzelnen Temperaturen ist die jeweilige Kraft nach Erreichen des steady state zugeordnet.

4 Serienversuch

4.1 Material und Vorbereitungen

Zur statistischen Absicherung unserer quantitativen experimentellen Ergebnisse wurden Reihenversuche bei konstanten, reproduzierbaren Parametern ausgeführt. Wir untersuchten dazu dreißig Längsspaltteile von Kälbersehnen. Um möglichst gleichartige geometrische Verhältnisse für die einzelnen Präparate vorzugeben, bemühten wir uns um die Herstellung identischer Querschnittsflächen der untersuchten Sehnen.

4.1.1 Herstellung definierter Sehnenquerschnitte

Wir konstruierten uns dafür ein geeignetes Instrument. Zwischen zwei 4 mm dicke, 55 x 30 mm große Aluminiumplatten fixierten wir mit Hilfe von vier Schrauben zwei parallel angeordnete dünne Nadeln in einem Abstand von 2 mm voneinander (s. Abb. 10). Ihre Spitzen wurden auf den einander abgewandten Umfangsflächen so angeschrägt, daß beim Einstechen des Nadelpaares in eine Sehne das zwischen den Nadeln befindliche Sehnenmaterial nicht komprimiert wurde. So ließen sich durch dieses Verfahren angenähert identische Querschnittsflächen der Sehnenspaltteile herstellen.

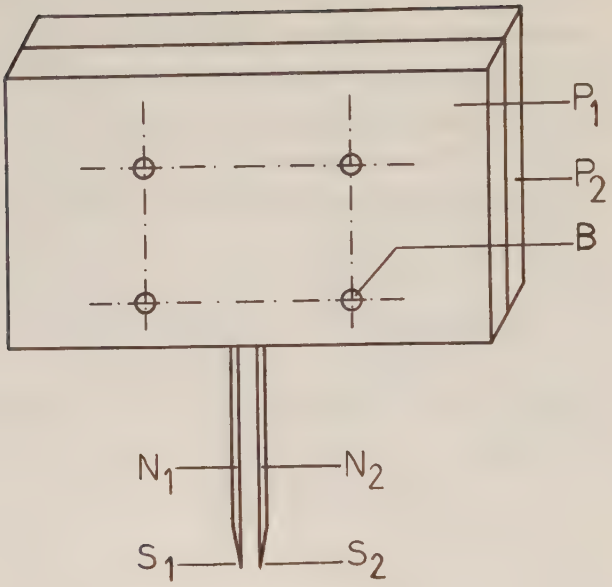

Abb. 10: Instrument zur Herstellung identischer, nahezu quadratischer Sehnenquerschnitte

P_1, P_2: Aluminiumplatten

N_1, N_2: Nadeln

S_1, S_2: an die Nadeln angeschliffene Spitzen

B : Bohrungen zur Aufnahme der fixierenden Schrauben

4.1.2 Vorbereitende Präparation der Sehnen

Nach dem Auftauen wurden die Sehnen in ein mit physiologischer Kochsalzlösung gefülltes Gefäß gelegt, auf dessen Boden sich eine Korkplatte befand. Mit dem oben beschriebenen Instrument stachen wir nun rechts und links der Längsmittellinie der Sehne bis in die Korkplatte durch, so daß das Präparat durch Ziehen in Längsrichtung geteilt wurde. Auf diese Weise erhielten wir drei Sehnenanteile, von denen der mittlere nun zwei in etwa gleich breite Trennflächen aufwies. Dieser Spaltteil wurde jetzt um 90 ° um seine Längsachse gewendet und der Vorgang - wie oben beschrieben - wiederholt. So erhielten wir einen Längsspaltteil mit angenähert quadratischer Querschnittsfläche.

Bei den vorbereitenden Arbeiten stellte sich heraus, daß große, platte Sehnen für die Herstellung des definierten Querschnittes ungeeignet waren, da sie, wenn überhaupt, nur mit großem Kraftaufwand durchzuziehen waren. In solchen Geweben fanden sich viele schräg verlaufende Fasern, so daß die Sehnen mehr ineinander verschachtelt erschienen. Eine Verwendung dieser Anteile hätte Ergebnisverfälschungen mit sich gebracht, deshalb wurde nur mit von vornherein dünnen Sehnen experimentiert, die mühelos zu verarbeiten waren.

Wie unter 2.2.3 beschrieben, wurden die Spaltteile dann jeweils an den Quarzstäben der Versuchseinrichtung

befestigt, wobei die freie Einspannlänge L_o = 70 mm betrug. Die Justierung erfolgte in der Weise, daß am Ausgangspunkt der Dehnung, also bei $\Delta L = 0$, gerade eben eine sehr geringe Kraft P vom Kraftmeßkopf registriert wurde. Nun wurden die Spaltteile jeweils um $\Delta L = L_2 - L_1 = 2{,}62$ mm gedehnt (L_1 = Ausgangslänge, L_2 = Endlänge) und sofort wieder um den gleichen Betrag entdehnt. Somit waren diese dreieckförmige Weg-Zeit Eingangsfunktion und die Temperatur des umgebenden Kochsalzmediums zwei unabhängige Variable. Die abhängige Veränderliche war die Kraft-Zeit Ausgangsfunktion. Als Vorgeschichte wurde jede Sehne dreimal um ΔL vorgespannt, anschließend folgte eine Pause von dreißig Sekunden im ungespannten Zustand; darauf folgte der eigentliche Versuch. Nacheinander wurden hierbei die Untersuchungstemperaturen 2, 32, 37, 42 und 62 ^{o}C eingestellt und für jeweils zehn Minuten beibehalten. Die Kraft wurde währenddessen kontinuierlich registriert. Unmittelbar vor jeder Temperaturänderung wurde zusätzlich eine Hysteresekurve geschrieben.

4.2 Das Hysteresephänomen

4.2.1 Definition und Analogiebetrachtung

Ganz allgemein bezeichnet der Begriff Hysterese die Abhängigkeit eines physikalischen Zustandes von einem früheren. Hystereseerscheinungen gibt es im Bereich der Elektrotechnik und der Mechanik.

Ein ferromagnetischer Stoff, z.B. Eisen, Kobalt oder Nickel, werde einer magnetischen Feldstärke H ausgesetzt. Daraus resultiert eine magnetische Induktion B, welche mit H in einem nichtlinearen Zusammenhang steht. B strebt mit steigendem H einem Maximalwert zu, zeigt also eine Sättigungscharakteristik (Abb. 12). Die feldstärkeabhängige Permeabilitätskonstante μ_r bedingt dieses Verhalten. Es gilt folgende Formel:

$$B = \mu_o \mu_r H$$

wobei

μ_o = magnetische Feldstärke
= $1{,}257 \times 10^{-6}$ Vs/Am

und

μ_r = Permeabilitätskonstante
= Quotient aus Induktion mit einem Material im magnetischen Feld und Induktion ohne Material im magnetischen Feld

Die Abb. 11 erläutert graphisch den Zusammenhang zwischen H und μ_r.

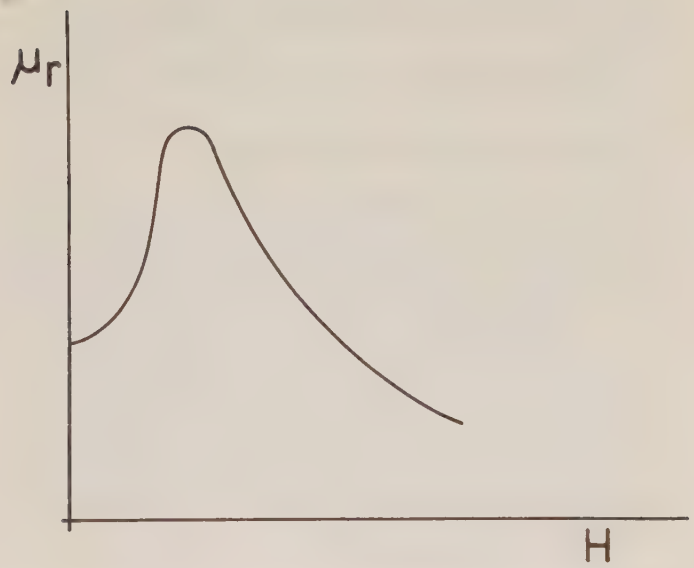

Abb. 11: Permeabilitätskurve für weichmagnetisches Eisen; die Permeabilitätskonstante μ_r ist abhängig von der magnetischen Feldstärke H.

Abb. 12 zeigt eine Hystereseschleife, die als Analogie zu einer Magnetisierungskurve betrachtet werden kann. Ein ferromagnetischer Stoff sei vormagnetisiert. Mit zunehmender Feldstärke H zeigt sich eine wachsende magnetische Induktion B, die einem Grenzwert zustrebt (1). Weitere Erhöhung von H läßt die B-Werte nicht weiter ansteigen. Eine Verminderung der Feldstärke läßt die Induktion gemäß 1 - 2 folgen. Bei H = 0 bleibt demnach eine Restmagnetisierung zurück, die auch als Remanenz B_o bezeichnet wird. Zu ihrer Beseitigung wird eine "negative Feldstärke" von der Größe H_o benötigt, d.h. eine Feldstärke entgegengesetzter Richtung, da H - mathematisch-physikalisch gesehen - ein Vektor ist. H_o wird Koerzitivkraft genannt. Bei Steigerung der Feldstärke in dieser Richtung werden die Punkte 3 - 4 durchlaufen. Bei 4 ist die Sättigungsmagnetisierung in der umgekehrten Richtung erreicht. Abnehmende Feldstärke erzeugt dann die Kurve 4 - 5, Erhöhung in der ursprünglichen Richtung bedeutet für B das Durchlaufen 5 - 6 - 1. Der geschlossene Umlauf 1 - 2 - 3 - 4 - 5 - 6 - 1 ergibt die Hysteresekurve oder -schleife.

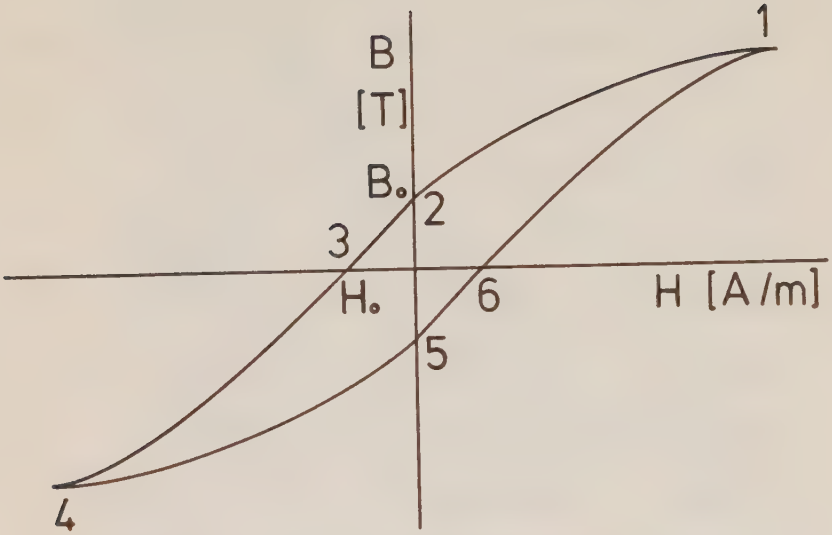

Abb. 12: Hysteresekurve; Abhängigkeit der Induktion B von der magnetischen Feldstärke H für Eisen; näheres siehe Text.

4.2.1.1 Erläuterungen

Ferromagnetische Stoffe bestehen aus Atomen mit unvollständig besetzten Schalen, die Elektronenspins sind nicht gesättigt; somit besteht ein magnetisches Moment. In dia- und paramagnetischen Stoffen sind diese Elementarerregungen völlig unregelmäßig orientiert. In Ferromagnetica dagegen sind sie in den sogenannten Weißschen Bezirken gebietsweise parallel zueinander ausgerichtet. Damit herrscht hier ein magnetisches Moment auch ohne Anlegen eines äußeren Magnetfeldes. Es besteht eine sogenannte Spontanmagnetisierung. Auf Grund der voneinander unterschiedlichen Richtungen der oben genannten Gebiete heben sie sich gegenseitig auf. Es existiert kein resultierendes magnetisches Moment. Ein äußeres magnetisches Feld bedingt nun die Ausrichtung der Weißschen Bezirke als jeweiliger Einheit. Es finden Drehprozesse und Wandverschiebungen statt, die unstete, ruckartige Übergänge darstellen.

Alle Lageänderungen der Elementarerregungen auf molekularem Niveau sind von einer Art "Reibungsverlust" begleitet. Jede Neuorientierung wird durch Wirkungen äußerer Felder oder innerer Rückstellkräfte, vermindert um die Reibungskraft, verursacht. Dieser Zusammenhang wird durch die

Hysteresekurve beschrieben. Infolge der resultierenden inneren Erregungen der Teilchen, die nicht wieder in völlig nicht-orientierte Lagen zurückgefallen sind, wird die Remanenz erklärt. Die Kompensation der verbliebenen inneren Elementarerregungen geschieht erst durch die Koerzitivkraft als äußerer Ursache. Allerdings wird auch hierdurch nicht die völlige Regellosigkeit wiederhergestellt, denn bei Abschalten von H wird B trotzdem größer als null bleiben. Die Hystereseffläche beschreibt demnach das Ausmaß der inneren Verluste, die von vorausgegangenen Magnetisierungen abhängig sind (siehe Definition unter 4.2.1).

4.2.1.2 Hystereseeigenschaft kollagener Fasern

Die Hystereseeigenschaft einer Sehne, bzw. der kollagenen Gewebe überhaupt, beruht auf ganz anderen molekularen Prinzipien, als sie beim Magnetismus ausschlaggebend sind. Zwischen der Längenänderung ΔL und der daraus resultierenden Kraft P innerhalb der Sehne bestehen komplizierte Zusammenhänge. Schon VIIDIK gab ein mögliches Modell für diese rheologischen Zusammenhänge an. ZECH und ARNOLD (1975) beschrieben einen mathematischen Ansatz.

Allgemein ist Folgendes zu beobachten: bei der Dehnung einer Sehne vom erschlafften Zustand aus erfolgt anfangs ein nur mäßiger Kraftanstieg, der aber mit steigendem Ausmaß der Dehnung immer stärker wird, bis bei minimaler weiterer Verlängerung ein enormer Kraftanstieg die Folge ist ("Sättigung"). Der Anfangsteil der ΔL-P Kurve bei Registrierung in cartesischen Koordinaten ist somit nichtlinear, daran schließt sich ein fast linearer Bereich an. Bei geringgradiger Auslenkung stehen daher viscöse Eigenschaften des Kollagens im Vordergrund, bei starker Auslenkung dagegen elastische.

In Abb. 13 wird bei einer Sehnenverlängerung die Kurve 0 - 1 - 2 durchlaufen, die Entdehnung folgt dem Verlauf 2 - 3 - 4 - 0. Zur Erreichung einer gleich großen Kraft P ist also bei der Sehnenver-

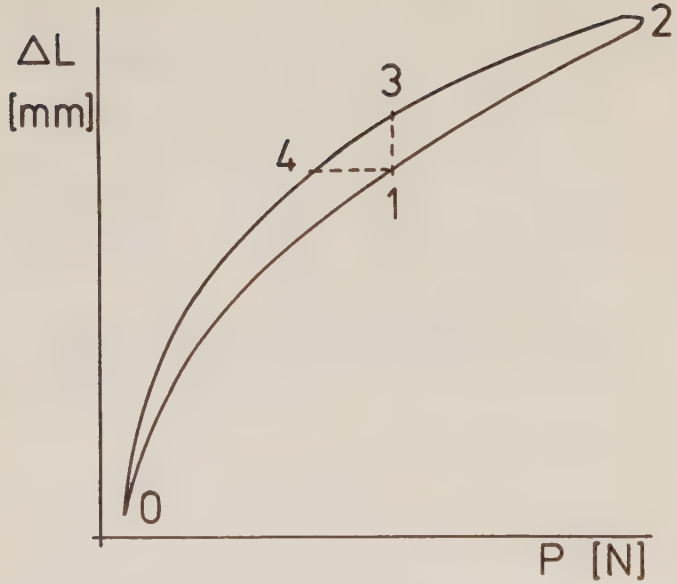

Abb. 13: Hysteresekurve einer Sehne; Abhängigkeit zwischen der Kraft P und der Wegänderung ΔL.

kürzung ein größeres ΔL erforderlich als bei der Verlängerung. Anders ausgedrückt wird bei gleichem ΔL bei der Wegverkürzung eine geringere Kraft registriert als bei der Verlängerung. Die beiden Kurven umfassen eine Fläche, die Hysteresefläche. Sie entspricht einer Verlustenergie, welche im System Sehne gespeichert ist und nicht zurückgewonnen werden kann.

4.3 Befunde

4.3.1 Ergebnisse bei der Hystereseregistrierung

Wir untersuchten das Verhalten der Hysteresen bei verschiedenen Temperaturen (2, 32, 37 und 42 °C). Die so gewonnenen Kurven wurden nach jeweils 10-minütiger isometrisch-zyklischer Wegänderung geschrieben. Wegen des stark unterschiedlichen Verhaltens der einzelnen Sehnen in Temperaturbereichen um 62 °C und darüber konnte die Schreibung und die quantitative Auswertung der Hysteresen in diesem Bereich nicht wie bei den übrigen Temperaturen üblich durchgeführt werden. Einzelne Sehnen rissen nämlich schon nach wenigen Minuten bei 62 °C, so daß eine Registrierung der Hysteresen in diesen Fällen nicht möglich war. Dagegen konnte bei anderen Sehnen in diesen Temperaturbereichen kein steady state erreicht werden. Deshalb blieb hier nur eine qualitative Auswertungsmöglichkeit. Soweit möglich wurden die Hysteresen hier im ansteigenden Bereich der Hüllkurven der Kraftspitzen sowie in deren Maximum geschrieben.

Grundsätzlich zeigt sich in solch hohen Temperaturbereichen, daß sich das ausgeprägte nichtlineare Verhalten des viskoelastischen Körpers Sehne hier stark ändert. Während im Bereich unter 62 °C die Nichtlinearität als Ausdruck der viskösen Bestandteile stark im Vordergrund steht, verschwindet

diese Eigenschaft ab etwa 60 °C als Folge der jetzt einsetzenden thermischen Denaturierung, die als Thermokontraktion zum Ausdruck kommt. Die Hysteresefläche wird hierbei zunächst größer, nimmt anschließend aber wieder an Fläche ab (Abb. 15a und b). Die Tangenten im Steigungsminimum der auf- und absteigenden Kurven verlaufen mit zunehmender Erwär- (bis 42 °C) steiler (Tab. 8).
Das Temperaturverhalten der Hysteresekurven unterhalb der thermischen Denaturierung veranschaulicht nochmals die Abb. 14.

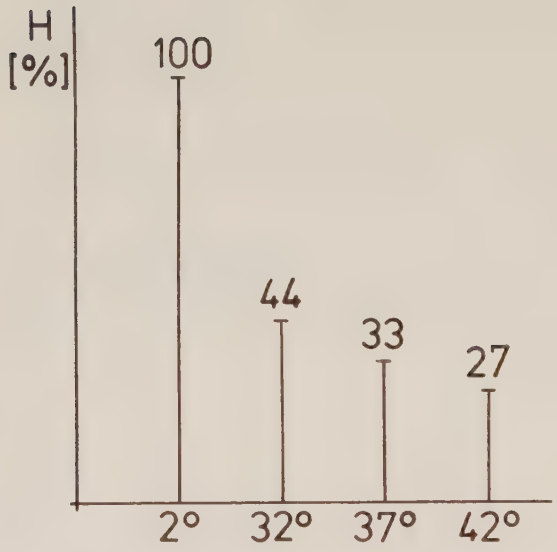

Abb. 14: Stabdiagramm; relative Hystereseflächen H bei unterschiedlichen Temperaturen; Fläche bei 2 °C als 100 % gesetzt; Flächenabnahme bei Temperaturerhöhungen unterhalb der thermischen Denaturierung.

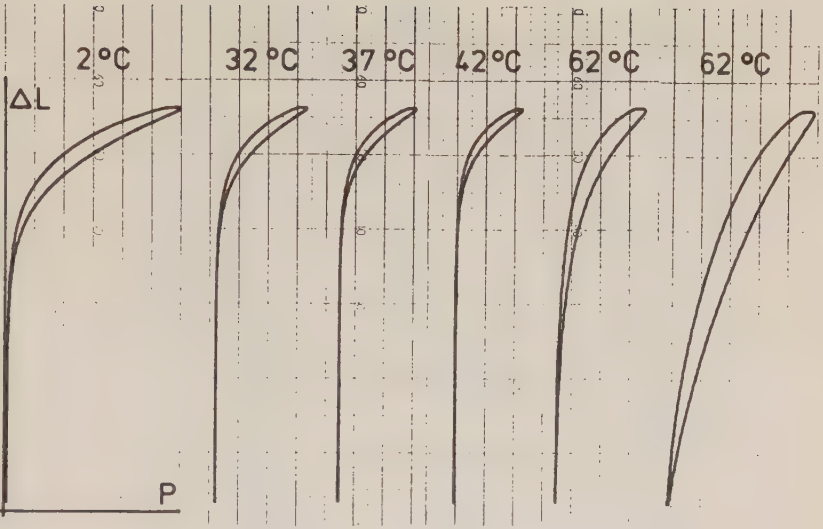

Abb. 15a: Beispiel für das typische Verhalten der Hysteresekurven von Sehnen bei unterschiedlichen Temperaturen; Sehne Nr. 24 des Serienversuches.
Abszisse: Kraft
Ordinate: Wegänderung
Man beachte den Übergang vom mehr viscösen Verhalten des Untersuchungsmaterials bei niedriger Temperatur zum mehr elastischen Verhalten bei hoher Temperatur; bei 62 °C erfolgte eine mehrmalige Registrierung:

1. im aufsteigenden Teil der Hüllkurve des synchron geschriebenen P-t Diagramms
2. im Kraftmaximum
3. im abfallenden Teil der Hüllkurve (Abb. 15b, links)

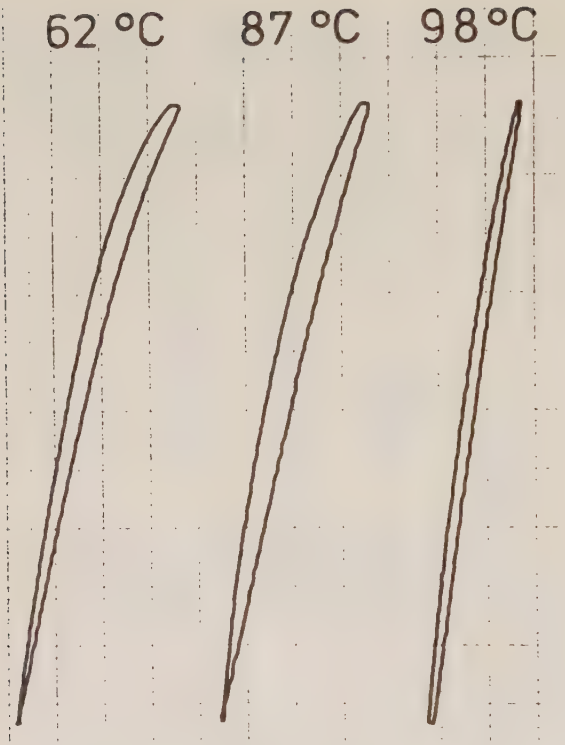

Abb. 15b: Verhalten der Hysteresen bei hohen Temperaturen; bei 98 °C besteht eine fast lineare Beziehung zwischen der Wegänderung und der Kraft; weitere Erläuterungen siehe Legende zu Abb. 15a.

4.3.2 Das Verhalten der Kraft

Mit Beginn der Temperatursteigerung von 2 °C auf 32 °C ergibt sich ein sofort einsetzender Abfall der zyklischen Kraftspitzen, der im weiteren Verlauf geringer wird. Nach Ablauf von zehn Minuten beträgt die Steigung der Hüllkurve schließlich annähernd null. Dieses Verhalten beobachten wir ebenfalls bei den weiteren Temperaturerhöhungen auf 37 bzw. 42 °C. Dabei ist der prozentuale Abfall beim Übergang von 2 °C auf 32 °C am stärksten ausgeprägt, während er bei den Erwärmungen von 32 °C auf 37 °C und von 37 °C auf 42 °C, die einen annähernd gleich großen Abfall aufweisen, deutlich geringer ausfällt (Stabdiagramm Abb. 16). Eine Sonderstellung im Verhalten nimmt der Temperaturübergang von 42 °C auf 62 °C ein. Auch hier erfolgt zunächst ein Kraftabfall. Nach Durchlaufen eines Minimalwertes jedoch steigt die Kraft plötzlich als Ausdruck der jetzt einsetzenden Thermokontraktion an.

Experimentell bedingt ließen sich die Temperaturerhöhungen nicht sprungartig erzielen; vielmehr näherte sich die Temperatur zunächst schnell, dann langsam dem jeweils angestrebten Niveau. Bei den dreißig Versuchen war die Schnelligkeit der Änderung jedoch praktisch immer gleich groß, so daß es möglich war, den Temperaturwert im Kraft-

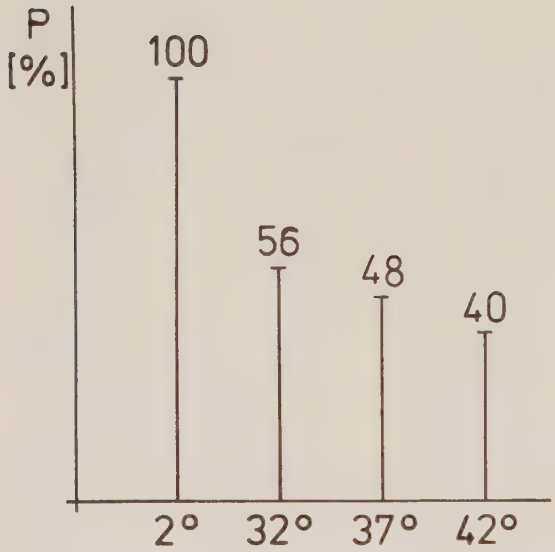

Abb. 16: Stabdiagramm; relative Kräfte P bei unterschiedlichen Temperaturen; Kraft bei 2 °C als 100 % gesetzt; Kraftabnahme bei Temperaturerhöhungen unterhalb der thermischen Denaturierung.

minimum zu beobachten. Er betrug im Mittel 60,8 °C. Die Abweichungen sind, wie aus Tab. 8 hervorgeht, sehr gering.

Das Ausmaß des neuerlichen Kraftspitzenanstiegs (oberer Scheitelanstieg) ist im Gegensatz zum eben beschriebenen Temperaturmittelwert stark unterschiedlich. Gleichzeitig registrieren wir auch einen Anstieg der unteren Scheitel. Bei den übrigen untersuchten Temperaturen sind die Sehnen bei Entdehnung jeweils vollständig entlastet, ab Einsetzen der Thermokontraktion ist dies dagegen nicht mehr der Fall.

Äußerst unterschiedlich war nun der weitere Kraftverlauf ab einer Temperatur von 62 °C. Manche Sehnen rissen - einige abrupt, andere allmählich, indem hier die Einzelfasern nacheinander zerstört wurden - schon kurz nach Beginn der Thermokontraktion (Abb. 17) an einer Einspannungsstelle. Einige erreichten dabei nicht einmal die Kraft, die sie bei 42 °C aufwiesen (Abb. 17), bei anderen stieg die Kraft bis zum vorher bei 32 °C erzielten Wert an, bevor sie zerstört wurden (Abb. 18).

Bei einer anderen Gruppe von Sehnen zeigte sich in Temperaturbereichen oberhalb von 62 °C bei der Kraftregistrierung nach einem durchlaufenen Maximum

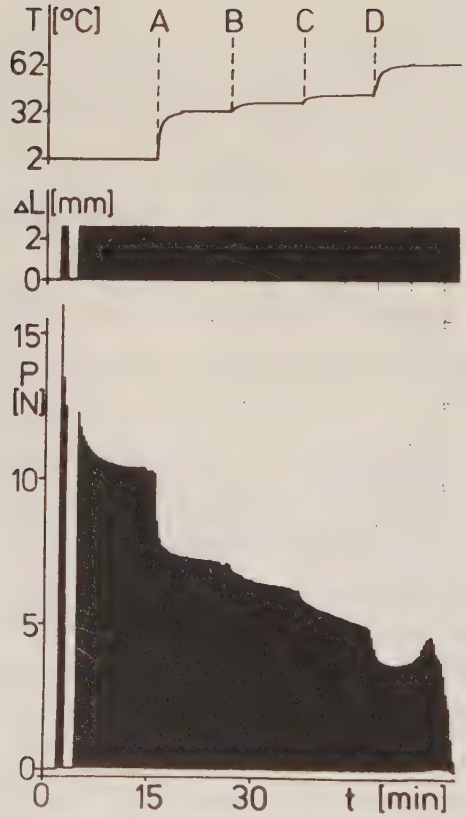

Abb. 17: Originalkurve aus dem Serienversuch; bei den Punkten A, B, C, D erfolgte jeweils die Temperaturerhöhung.

ein Abfall. Das Maximum lag jeweils auf sehr verschiedenen Niveaus (Tab. 8, Abb. 19 und 20). Nach Erreichen dieses Spitzenwertes fiel die Hüllkurve wieder ab, um sich asymptotisch einem neuen Gleichgewichtszustand zu nähern (Abb. 19 und 20). Der letztendliche Sehnenriß erfolgte dann bei sehr unterschiedlichen Temperaturen und Kräften (Tab. 8).

Es ist nun zu prüfen, ob ein Zusammenhang zwischen der Kraft und der Größe der Hysteresefläche besteht. Hierfür sei das Verhalten zweier Sehnen exemplarisch angeführt. Die Versuchssehne Nr. 9 zeigt bei allen eingestellten Temperaturen im Vergleich zu den übrigen Sehnen eine höhere Kraft sowie eine größere Hysteresefläche. Bei der Sehne Nr. 19 dagegen sind sowohl Hysteresefläche als auch Kraftwerte relativ klein (s. Tab. 8). Auch bei den übrigen untersuchten Sehnen verhielten sich die registrierten Kräfte und Hysteresefläche ähnlich. Somit dürften sich diese beiden Größen in einer gegenseitigen Abhängigkeit befinden. Mit anderen Worten, beide Größen ändern sich bei Temperaturvariation in ähnlich großem Ausmaß und unter gleichem Vorzeichen.

Ein besonders interessantes Verhalten zeigt die Sehne bei Experiment Nr. 24 des Serienversuches (Abb. 20). Der Verlauf bis 42 °C ist unauffällig. Nach Durchlaufen eines Kraftminimums bei T = 60,5 °C

Abb. 18: Weitere Originalkurve aus dem Serienversuch; näheres siehe Text.

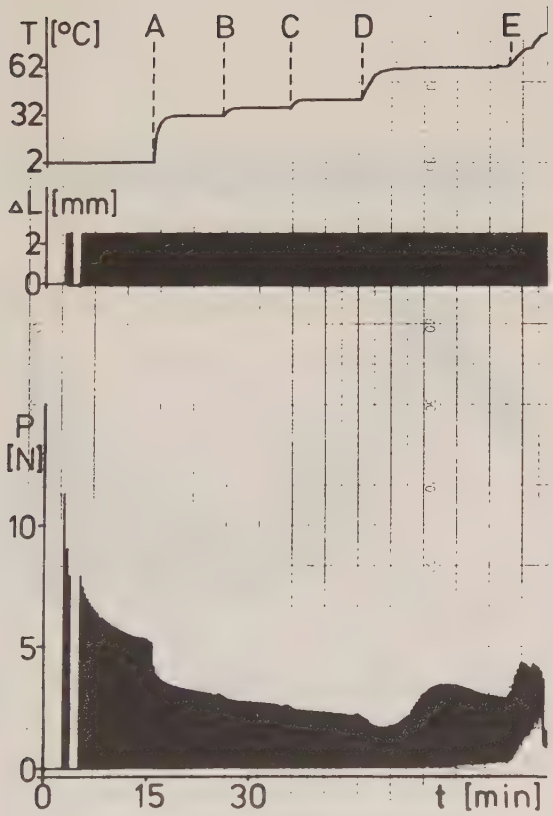

Abb. 19: Weitere Originalkurve aus dem Serienversuch; bei A, B, C, D und E erfolgte jeweils die Temperaturerhöhung; näheres siehe Text.

erfolgt ein so ausgeprägter Spitzenanstieg, wie er bei keinem der übrigen 29 Fälle registriert wurde. Das Niveau des vorherigen Gleichgewichtswertes bei 32 °C wird weit überschritten, das von 2 °C nicht ganz erreicht. Nach einem relativen Maximum fällt die Hüllkurve. Ein gleichzeitiger Anstieg des unteren Scheitels, der allerdings nicht so stark ausgeprägt ist wie der des oberen, ergibt zunächst eine Vergrößerung der Amplitude. Anschließend bewirken Abfall des oberen und Anstieg des unteren Scheitels eine Amplitudenverringerung. Bei weiterer kontinuierlicher Erhöhung der Temperatur zeigt sich jetzt ein starker Anstieg beider Scheitel mit weiterer Amplitudenverkleinerung. Ein neues Kraftmaximum wird bei 96 °C erreicht. Dieses liegt auf dem Niveau der Kraft unter erstmaliger Dehnung bei 2 °C. Die Konstanthaltung dieser Temperatur ergibt schließlich einen Abfall des oberen und unteren Kraftwertes, mit stärkerer negativer Steigung der Hüllkurve des erstgenannten und damit eine weitere Abnahme der Amplitude. Schließlich wird die Sehne bei dieser Temperatur zerstört.

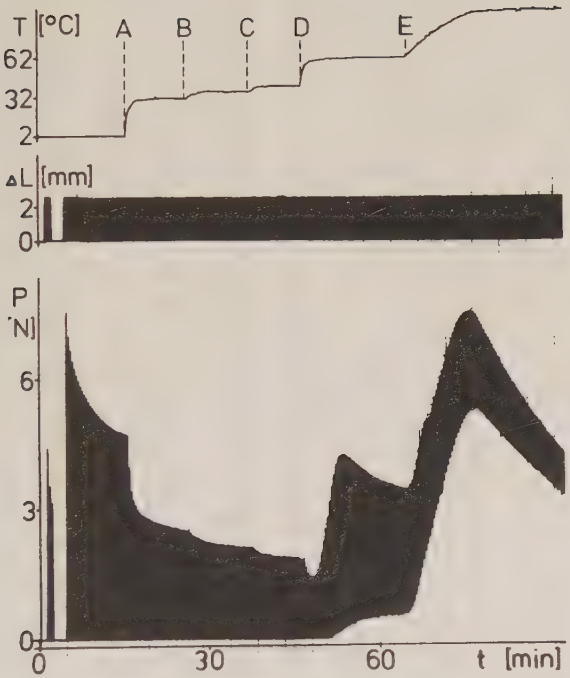

Abb. 20: Weitere Originalkurve aus dem Serienversuch; näheres siehe Text. Die mechanische Vorgeschichte in den Abb. 18 und 20 wurde z.T. mit einem anderen Maßstab registriert als der eigentliche Versuch.

Sehne Nr.	H_2 (%)	H_{32} (%)	H_{37} (%)	H_{42} (%)
1	100	45	36	33
2	100	45	32	22
3	100	54	44	37
4	100	39	32	25
5	100	44	34	26
6	100	39	29	21
7	100	49	39	29
8	100	52	38	30
9	100	56	42	36
10	100	42	32	26
11	100	45	32	27
12	100	54	43	33
13	100	41	27	22
14	100	42	34	28
15	100	45	33	27
16	100	46	36	28
17	100	44	35	25
18	100	39	29	25
19	100	35	24	18
20	100	43	36	28
21	100	39	30	24
22	100	44	36	32
23	100	42	33	27
24	100	40	32	27
25	100	39	30	23
26	100	40	31	23
27	100	34	24	17
28	100	48	38	32
29	100	41	30	25
30	100	49	40	36
$\bar{x}$		43,83	32,70	27,07
s		5,41	7,10	5,00
s^2		29,27	50,41	25,00

Tab. 8

Sehne Nr.	H_2/H_{32}	H_2/H_{37}	H_2/H_{42}
1	2,2	2,8	3,0
2	2,2	3,1	4,5
3	1,9	2,3	2,7
4	2,6	3,1	4,0
5	2,3	2,9	3,8
6	2,6	3,4	4,8
7	2,0	2,6	3,4
8	1,9	2,6	3,3
9	1,8	2,4	2,8
10	2,4	3,1	3,8
11	2,2	3,1	3,7
12	1,9	2,3	3,0
13	2,4	3,7	4,5
14	2,4	2,9	3,6
15	2,2	3,0	3,7
16	2,2	2,8	3,6
17	2,3	2,9	4,0
18	2,6	3,4	4,0
19	2,9	4,2	5,6
20	2,3	2,8	3,6
21	2,6	3,3	4,2
22	2,3	2,8	3,1
23	2,4	3,0	3,7
24	2,5	3,1	3,7
25	2,6	3,3	4,3
26	2,5	3,2	4,3
27	2,9	4,2	5,9
28	2,1	2,6	3,1
29	2,4	3,3	4,0
30	2,0	2,5	2,8
$\bar{x}$	2,32	3,02	3,82
s	0,28	0,47	0,75
s^2	0,08	0,22	0,57

Tab. 8 (Fortsetzung)

Sehne Nr.	P_2 (%)	P_{32} (%)	P_{37} (%)	P_{42} (%)
1	100	58	51	46
2	100	59	51	39
3	100	68	59	49
4	100	51	44	37
5	100	59	50	41
6	100	58	50	40
7	100	69	60	48
8	100	67	58	49
9	100	66	57	51
10	100	56	47	39
11	100	58	47	40
12	100	65	56	43
13	100	50	40	33
14	100	55	47	39
15	100	55	47	40
16	100	58	50	41
17	100	58	49	38
18	100	49	43	38
19	100	45	35	28
20	100	57	49	40
21	100	52	43	35
22	100	56	48	42
23	100	52	44	35
24	100	53	44	39
25	100	50	42	33
26	100	52	44	36
27	100	48	39	30
28	100	57	49	41
29	100	52	41	33
30	100	61	54	48
$\bar{x}$		56,47	47,93	39,70
s		6,10	6,15	5,69
s^2		37,22	37,79	32,36

Tab. 8 (Fortsetzung)

Sehne Nr.	P_2/P_{32}	P_2/P_{37}	P_2/P_{42}
1	1,7	2,0	2.2
2	1,7	2,0	2,6
3	1,5	1,7	2,0
4	2,0	2,3	2,7
5	1,7	2,0	2,4
6	1,7	2,0	2,5
7	1,4	1,7	2,1
8	1,5	1,7	2,0
9	1,5	1,8	2,0
10	1,8	2,1	2,6
11	1,7	2,1	2,5
12	1,5	1,8	2,3
13	2,0	2,5	3,0
14	1,8	2,1	2,6
15	1,8	2,1	2,5
16	1,7	2,0	2,4
17	1,7	2,0	2,6
18	2,0	2,3	2,6
19	2,2	2,9	3,6
20	1,8	2,0	2,5
21	1,9	2,3	2,9
22	1,8	2,1	2,4
23	1,9	2,3	2,9
24	1,9	2,3	2,6
25	2,0	2,4	3,0
26	1,9	2,3	2,8
27	2,1	2,6	3,3
28	1,8	2,0	2,4
29	1,9	2,4	3,0
30	1,6	1,9	2,1
$\bar{x}$	1,78	2,12	2,57
s	0,19	1,28	0,38
s^2	0,04	0,08	0,14

Tab. 8 (Fortsetzung)

Sehne Nr.	St. 2 °C auf	St. 2 °C ab	St. 32 °C auf	St. 32 °C ab
	(°)	(°)	(°)	(°)
1	19	12	21	16
2	30	21	37	27
3	24	17	30	20
4	30	19	40	27
5	26	18	34	25
6	31	25	37	30
7	13	11	17	13
8	28	22	33	28
9	14	10	16	11
10	22	14	29	19
11	26	20	31	24
12	22	15	28	20
13	17	10	23	15
14	22	14	28	19
15	25	15	32	23
16	15	12	20	14
17	21	15	29	22
18	23	17	30	21
19	17	12	24	16
20	15	9	19	12
21	15	11	20	14
22	17	11	24	15
23	22	14	29	21
24	24	16	32	24
25	24	13	33	22
26	16	11	22	15
27	30	21	41	32
28	22	14	28	16
29	26	17	38	30
30	24	18	32	24
$\bar{x}$	22,0	15,1	27,9	20,5
s	5,2	4,1	8,4	5,8
s^2	27,1	16,8	70,6	33,6

Tab. 8 (Fortsetzung)

Sehne Nr.	St. 37 °C auf	St. 37 °C ab	St. 42 °C auf	St. 42 °C ab
	(°)	(°)	(°)	(°)
1	23	14	23	17
2	38	28	42	34
3	32	24	33	25
4	42	32	45	36
5	37	27	39	30
6	38	33	40	37
7	16	14	16	14
8	36	31	37	32
9	17	12	17	11
10	30	20	31	21
11	35	27	39	30
12	28	20	30	24
13	26	17	29	19
14	29	21	31	23
15	35	23	26	25
16	21	14	23	15
17	31	23	34	23
18	32	22	34	24
19	27	20	30	22
20	20	15	21	15
21	22	15	23	12
22	26	17	27	17
23	31	22	34	25
24	34	25	37	27
25	35	24	37	26
26	23	16	25	18
27	45	33	48	41
28	29	17	31	18
29	41	33	45	36
30	34	24	35	26
$\bar{x}$	30,4	22,1	32,4	24,1
s	7,4	6,3	8,1	7,9
s^2	54,7	39,7	65,6	62,4

Tab. 8 (Fortsetzung)

Sehne Nr.	L_{2} °C (%)	L_{32} °C (%)	L_{37} °C (%)	L_{42} °C (%)
1	68	90	96	100
2	71	88	94	100
3	58	86	92	100
4	76	90	95	100
5	71	89	96	100
6	78	90	96	100
7	68	84	91	100
8	74	87	94	100
9	74	85	94	100
10	78	91	95	100
11	75	89	96	100
12	77	91	95	100
13	73	89	95	100
14	73	93	96	100
15	75	89	94	100
16	75	91	96	100
17	69	91	96	100
18	78	92	96	100
19	70	91	96	100
20	76	92	96	100
21	75	91	96	100
22	76	92	97	100
23	74	91	96	100
24	74	92	96	100
25	77	92	96	100
26	75	91	94	100
27	69	87	94	100
28	80	92	96	100
29	69	89	94	100
30	77	93	96	100
$\bar{x}$	73,40	89,93	95,13	
s	4,39	2,30	1,33	
s^2	19,28	5,31	1,77	

Tab. 8 (Fortsetzung)

Sehre Nr.	L_{42}/L_2	L_{42}/L_{32}	L_{42}/L_{37}
1	1,47	1,11	1,04
2	1,41	1,14	1,06
3	1,72	1,16	1,09
4	1,32	1,11	1,05
5	1,41	1,12	1,04
6	1,28	1,11	1,04
7	1,47	1,19	1,10
8	1,35	1,15	1,06
9	1,35	1,18	1,06
10	1,28	1,10	1,05
11	1,33	1,12	1,04
12	1,30	1,10	1,05
13	1,39	1,12	1,05
14	1,37	1,08	1,04
15	1,33	1,12	1,06
16	1,33	1,10	1,04
17	1,45	1,10	1,04
18	1,28	1,09	1,04
19	1,43	1,10	1,04
20	1,32	1,09	1,04
21	1,33	1,10	1,04
22	1,32	1,09	1,03
23	1,35	1,10	1,04
24	1,35	1,09	1,04
25	1,30	1,09	1,04
26	1,33	1,10	1,06
27	1,45	1,15	1,06
28	1,25	1,09	1,04
29	1,45	1,12	1,06
30	1,30	1,08	1,04
$\bar{x}$	1,37	1,11	1,05
s	0,73	0,03	0,02
s^2	0,53	0,0008	0,0002

Tab. 8 (Fortsetzung)

Sehne Nr.	$T_{P_{min}}$ (°C)	T_{max} (°C)	P_{max} (%)
1	61,0	62	39
2	61,0	62	51
3	60,8	62	40
4	60,0	67	68
5	60,7	62	48
6	60,5	62	40
7	60,5	62	37
8	60,6	92	65
9	60,8	78	69
10	60,7	83	73
11	60,5	68	49
12	60,4	62	52
13	60,3	65	50
14	60,5	62	37
15	60,7	82	83
16	60,5	68	70
17	60,3	62	31
18	60,8	68	51
19	61,0	62	41
20	61,0	62	39
21	60,2	65	40
22	61,0	92	49
23	61,0	78	48
24	60,5	98	132
25	60,3	65	56
26	60,1	72	37
27	60,5	69	61
28	60,5	84	124
29	60,5	74	131
30	60,7	92	132

Tab. 8 (Fortsetzung)

Erläuterungen zur Tab. 8

(siehe auch Abb. 15a und 15b)

H_2, H_{32}, H_{37}, H_{42}: Werte der Hystereseflächen bei den genannten Temperaturen nach Ablauf von jeweils 10 min isometrisch-zyklischer Dehnung und Entdehnung; der Wert bei 2 °C wurde jeweils 100 % gesetzt.

H_2/H_{32}, H_2/H_{37}, H_2/H_{42}: Quotienten der Werte der Hystereseflächen bei den genannten Temperaturen

P_2, P_{32}, P_{37}, P_{42}: Kraftwerte bei den genannten Temperaturen nach Ablauf von jeweils 10 min isometrisch-zyklischer Dehnung und Entdehnung; der Wert bei 2 °C wurde jeweils 100 % gesetzt.

P_2/P_{32}, P_2/P_{37}, P_2/P_{42}: Quotienten der Kraftwerte bei den genannten Temperaturen

St. $_{auf}$: Steigung im aufsteigenden Teil der registrierten Hysteresekurven (≙ Dehnung der Sehne) direkt vor Erreichen des oberen Umschlagpunktes (= Übergang in den absteigenden Kurventeil)

St. $_{ab}$: Steigung im absteigenden Teil der registrierten Hysteresekurven (≙ Entdehnung der Sehne) direkt nach Durchlaufen des oberen Umschlagpunktes (= Beginn des absteigenden Kurventeils)

$L_2\ ^oC$, $L_{32}\ ^oC$, $L_{37}\ ^oC$, $L_{42}\ ^oC$: Werte, bei denen sich auf- und absteigende Linienzüge der Hysteresekurven trennen, angegeben in %; die Werte wurden auf der ΔL-Achse gemessen, ausgehend von einem $L_{42}\ ^oC$-Wert von jeweils 100 %; die übrigen Werte wurden entsprechend ausgemessen.

L_{42}/L_2, L_{42}/L_{32}, L_{42}/L_{37}: Quotienten der Werte bei den entsprechenden Temperaturen

$T_{P_{min}}$: Temperatur, bei der die Kraft im thermischen Denaturierungsbereich einen Minimalwert annimmt

P_{max} : Kraftmaximalwert im Bereich der Thermokontraktion

T_{max} : Temperatur, bei der die Sehne zerstört wurde

$\bar{x}$: arithmetischer Mittelwert der jeweils ermittelten Zahlenwerte

s : Standardabweichung

s^2 : Varianz

5 Diskussion

5.1 Allgemeine Gesichtspunkte zur Bedeutung des Kollagens und der Abhängigkeit seiner mechanischen Eigenschaften von der Temperatur

Bündel kollagener Strukturen oder ihrer Teileinheiten sind überall dort anzutreffen, wo Gewebe mechanischen Beanspruchungen ausgesetzt sind. Kollagene Strukturen finden sich dementsprechend bei anatomischen Präparationen. Sie sind oft auf histologischen und elektronenmikroskopischen Präparaten als Haupt- oder Nebenbefund zu beobachten. Schon in der Einleitung dieser Arbeit wurden einige Beispiele topographischer Stellen genannt, wo kollagene Fasern in reichem Maße zu finden sind. Zusätzlich sei hier wegen ihrer praktischen Bedeutung die äußere Augenhaut (Tunica fibrosa bulbi) erwähnt, wo die Spannung von Sclera und Cornea mit dem Augeninnendruck in Wechselwirkung steht. So ist z.B. das Trommelfell hauptsächlich aus kollagenen Fasern aufgebaut, die circulär, parabolisch und radiär angeordnet sind. Durch diese Art der Verteilung sind sie in der Lage, die Longitudinalschwingungen des Schalles auf die Kette der Gehörknöchelchen zu übertragen.

Kollagene Fasern besitzen aber nicht ausschließlich mechanische Eigenschaften. So stellen Septen, Membranen, das Stratum fibrosum der Gelenkkapseln, die

Fascia transversalis sowie die Muskelfascien für die Ausbreitungen von Entzündungen in einem gewissen Ausmaß Barrieren dar. Es ist, wie auch schon vorher erwähnt, bekannt, daß kollagene Fasern antigene Eigenschaften besitzen können.

Im Vordergrund der funktionellen Anatomie faserreicher Bindegewebe stehen aber die mechanischen Aufgaben des Kollagens. Mehrere Autoren haben im Schrifttum der letzten Jahre darauf hingewiesen, daß die mechanischen Eigenschaften kollagener Fasern mit den Verfahren der klassischen Physik nicht ausreichend beschrieben werden können. Seit 1926 hat sich mit der Gründung der "American Society of Rheology" die Rheologie als Teilgebiet der Physik entwickelt. Viele Befunde deuten darauf hin, daß die mechanischen Eigenschaften zugbeanspruchter kollagener Fasern mit den Methoden der experimentellen und theoretischen physikalischen Rheologie teilweise erfaßt werden können. Unter den Gesichtspunkten dieses aktuellen Forschungsbezuges wurden die mechanisch-rheologischen Eigenschaften zugbeanspruchter kollagener Fasern unter dem Einfluß der Temperatur untersucht.

Das Ziel der vorgelegten experimentellen "in vitro" Untersuchungen bestand aber nicht nur darin, physiologische Temperaturbereiche, wie sie im Laufe des

Tagesrhythmus auftreten, zu berücksichtigen, sondern auch unphysiologisch hohe und niedrige Temperaturwerte in ihrer Wirkung auf die Kollagenmechanik zu erfassen. Derartigen extremen Temperaturen ist der Körper beispielsweise bei Verbrennungen, Unterkühlungen (Erfrierungen), der künstlichen Hypothermie in der Herzchirurgie, der Hyperthermie in der Tumorbehandlung, der Therapie mit Diathermie und Ultraschall (therapeutische Dosen) und der Strahlenbehandlung ausgesetzt.

5.2 Erläuterungen zur Abhängigkeit mechanisch-rheologischer Eigenschaften kollagener Fasern von der Temperatur

In den vorgelegten experimentellen Studien wurden die thermisch-mechanischen Eigenschaften kollagener Fasern "in vitro" untersucht. Der auf Abb. 2 dargestellte Versuch zeigt, daß Sehnenfasern nicht nur elastische Eigenschaften zuzuordnen sind. Vielmehr weisen diese Fasern in ihren Eigenschaften eine Verknüpfung von elastischen und viskösen Elementen auf. Dies kommt auch in den auf den Abb. 2 bis 7 dargestellten Relaxationskurven zum Ausdruck. Die intra- und extramuskulären kollagenen Fasern besitzen demnach viscoelastische Eigenschaften. Ihr mechanisches Übertragungsverhalten beeinflußt damit die Wirkung muskelphysiologischer Vorgänge (Ursache) auf das Skelett, indem die kollagenen Fasern federnd-dämpfend wirken. Ihr Tangentenmodul (vergleichbar mit dem Elastizitätsmodul) wird unter Dauerbeanspruchung größer. In Ruhe kommt es zur Kraftrückgewinnerscheinung bzw. zur zeitabhängigen Verkürzung in Form der viscoelastischen Nachwirkung.

Die enge Verknüpfung zwischen mechanisch-rheologischen Erscheinungen und der Temperatur kommt in dem Versuch gemäß Abb. 2 zum Ausdruck. Offensichtlich sind thermisch bedingter Kraftabfall und -anstieg um so

stärker ausgeprägt, je höher die Anfangskraft oder auf den Querschnitt bezogen die Anfangsspannung vor den Temperaturänderungen war.

Mit der Untersuchung gemäß Abb. 3 wird dieser Befund bestätigt. Außerdem zeigt dieser Versuch, daß Temperaturerhöhungen zu einem thermisch bedingten Kraftabfall führen. Unter anschließend konstant gehaltener Temperatur ist ein weiterer allmählicher Kraftabfall im isometrischen Versuch festzustellen. Es handelt sich dabei um die isothermische Relaxation 1. Art. Dabei ist zu beachten, daß es sich beim temperaturerhöhungsbedingten Kraft- bzw. Spannungsabfall und der isothermischen Relaxation 1. Art um zwei verschiedene Vorgänge handelt. Sie können sich nach Maßgabe des zeitlichen Ablaufes gegenseitig beeinflussen. Das auf Abb. 4 dargestellte Experiment zeigt, daß die beschriebene isothermische Relaxation 1. Art nicht nur unter statischen isometrischen Bedingungen zu beobachten ist, sondern auch unter sogenannten spitzenisometrischen Bedingungen im dynamischen Versuch, bei dem erzwungene niederfrequente Schwingungen in Form einer dreieckförmigen periodischen Weg-Zeit Eingangsfunktion vorgegeben werden. Der Vorteil dieser Beanspruchungsart besteht darin, daß auf Grund der Schwingungen ein dynamisches System mit höherer

Genauigkeit im Vergleich zu statischen Verhältnissen entsteht und der Wärmestrom (heat flow rate) in das Faserbündel schneller als unter statischer Beanspruchung erfolgt.

Ein weiterer Beweis für die Existenz der isothermischen Relaxation 1. Art konnte mit dem Versuch gemäß Abb. 6 erbracht werden. Der Einfluß der Temperatur-Zeit Eingangsfunktion und einer zweiten, trapezförmigen periodischen Weg-Zeit Eingangsfunktion auf die Kraft-Zeit Ausgangsfunktion ist offensichtlich. Alle Versuche lassen sich nicht nur auf Grund von Beobachtungen qualitativ beschreiben und interpretieren, sondern auch quantitativ-numerisch auswerten. Die Resultate sind in den Tabellen jeweils im Teil Ergebnisse bzw. Befunde niedergelegt.

Wird nach vorausgegangenem Dehnungsvorgang nicht die Länge konstant gehalten (isometrischer Versuch), sondern die Kraft zunächst proportional erhöht und dann konstant gehalten, so kann die absolute Länge oder Längenzunahme (Längendifferenz) als Funktion der Zeit gemessen werden. Abb. 8 zeigt einen derartigen isotonischen Versuch. Die temperaturerhöhungsbedingten Längenzunahmen sind auf der erwähnten Abbildung deutlich ausgeprägt. Dem temperaturerhöhungsbedingten Kraftabfall im isometrischen

Versuch entspricht die temperaturerhöhungsbedingte Längenzunahme im isotonischen Versuch. Ähnlich wie in der Muskelphysiologie ist in der Biomechanik, speziell der Gewebsmechanik (Histomechanik), bekannt, daß in vivo die meisten Vorgänge sich zwischen den Grenzwerten der reinen isometrischen und isotonischen Bedingungen abspielen. Trotz dieser Einschränkungen sind aus den isotonischen und isometrischen Versuchen wichtige Kennwerte zu gewinnen. Zwischen den genannten Grenzwerten laufen Spannungs-Dehnungs- bzw. Kraft-Längenänderungsvorgänge ab. Wir haben die dabei registrierten Kurven einschließlich der Hysteresekurven für den Fall linearer Streckungs- und Entstreckungsvorgänge untersucht.

Wie schon unter 4.2.1.2 dargelegt wurde, handelt es sich bei der Hysteresefläche um eine Verlustenergie. Auch sie zeigt deutliche Temperaturabhängigkeit (Abb. 13 bis 15). Erhöhungen der Temperatur bedingen eine Abnahme, Erniedrigungen eine Zunahme der Fläche. Nach dem Einsetzen der temperaturbedingten Schrumpfung allerdings ergibt eine weitere Temperatursteigerung zunächst eine Vergrößerung, dann wieder eine Verkleinerung der Fläche. Es zeigt sich, daß in physiologischen Bereichen der Körpertemperatur die temperaturabhängigen Energieverluste kollagener Gewebe relativ gering sind und damit die Bindegewebs-

fasern hier ihre funktionell-anatomischen Aufgaben optimal erfüllen können.

5.3 Zur Wirkung der Temperatur auf kollagene Fasern bei physiologischen Temperaturschwankungen, Muskelbeanspruchung sowie unter extrem hohen und niedrigen Temperaturen

Die physiologischen Temperaturschwankungen betragen im Laufe des Tages zwischen 0,7 und 2,1 °C (HENSEL 1975). Bei jungen Männern liegt die Tagesschwankung im Mittel bei 1,5 °C. Der Mittelwert bei jungen Frauen beträgt 1,2 °C, hingegen fehlen diese Schwankungen bei Neugeborenen. Diese Feststellungen (HENSEL 1975) sind im Zusammenhang mit unseren Befunden über die thermisch-mechanischen Eigenschaften kollagener Fasern zu beachten. So konnten wir auch beobachten, daß sich Temperaturerhöhungen oder -erniedrigungen bis herab zu 0,4 °C im isometrischen Versuch in Form von Zugkraftverkleinerungen oder -erhöhungen bemerkbar machen. Da die kollagenen Fasern einen wichtigen Bestandteil des Bewegungs- und Kreislaufsystems darstellen, wirken sich die tagesrhythmischen Temperaturschwankungen auf die Biomechanik, speziell die Gewebsmechanik, dieser Systeme aus.

Thermisch-mechanische Effekte dürften auch auf das Kollagen der Gefäßwände, also die passiven Elemente der gewebsmechanisch wirksamen Arterienbestandteile, neben der vegetativen und humoralen Regulation eine nicht zu unterschätzende Rolle spielen, vor allem

in muskelarmen Venen. In den Balkenvenen der Milz (Vv. trabeculares) und den harten Hirnblutleitern (Sinus durae matris) kommen beispielsweise keine glatten Muskelzellen (aktive Elemente) vor, so daß anzunehmen ist, daß bei diesen speziellen Gefäßen Temperaturveränderungen Erweiterungen oder Verengungen bewirken. Die Beträge dürften im Bereich der Sinus durae matris vermutlich sehr klein sein.

Bei physiologischen Vorgängen in quergestreiften Muskeln wird u.a. Wärme produziert. Histologische und elektronenmikroskopische Befunde sowie die eigenen Untersuchungsergebnisse deuten darauf hin, daß diese Wärme nicht nur transversal an den Blutstrom abgegeben wird, sondern ein Teil auch longitudinal bis in die Sehnen hinein. Auf diese Weise werden übermäßige lokale Wärmeentwicklungen verhindert und die Sehnen erwärmt. Sie selbst erwärmen sich zusätzlich bei Beanspruchung. Das Ausmaß dieser Erwärmungsart dürfte gering sein. Es läßt sich aus den Hysteresekurven abschätzen. Thermodynamisch sind die Hysteresefläche der Sehnen Ausdruck einer Umwandlung von mechanischer in Wärmeenergie. Die Sehnen werden bei Muskeltätigkeit also dehnbarer und reißen weniger leicht als im "kalten" Zustand.

Wenn in Ruhe nach vorausgegangenen Beanspruchungen die Temperatur im Bereich der Muskeln und Sehnen-

fasern rückläufig ist, so verstärkt dieser Temperaturabfall die mechanische Erholung der Sehnen in Form der mechanischen Kraftrückgewinnerscheinung im isometrischen Fall oder der ihr entsprechenden viscoelastischen Nachwirkung im isotonischen Fall. In der Realität vermischen sich die beiden genannten Grenzfälle.

In der Anaesthesiologie werden Temperatursenkungen seit Jahrzehnten bei Herzoperationen vorgenommen. Nach ZINDLER et al. (1977) werden folgende Formen der gezielten Temperatursenkung unterschieden: Geringe Hypothermie (35 bis 33 °C), mittlere Hypothermie (32 bis 28 °C), tiefe Hypothermie (25 bis 20 °C) und sehr tiefe Hypothermie (unter 20 °). Nach ZINDLER et al. (1977) nimmt der Blutdruck während der Kühlungsphase zwar allmählich ab, jedoch bleibt die Abnahme hinter der Verminderung der Herzfrequenz und des Herzminutenvolumens sowie der Abnahme des Sauerstoffverbrauches zurück. Der periphere Widerstand steigt. Während der Abkühlungsphase ist der mittlere arterielle Blutdruck in Bezug auf die Größe des Herzminutenvolumens überhöht. Unseres Erachtens könnte der relativ hohe Blutdruck aus der temperaturerniedrigungsbedingten Kontraktion der kollagenen Fasern im Gefäßsystem zu erklären sein. Die Ergebnisse der vorgelegten Untersuchungen deuten

darauf hin, daß die von uns erhobenen Befunde im Rahmen physiologischer und pathophysiologischer Vorgänge zu beachten sind. Extrem niedrige Temperaturen wirken sich auf den Stoffwechsel des Körpers verhängnisvoll aus. So ist der Körper nicht in der Lage, über längere Zeit hin im kalten Wasser der Auskühlung entgegenzuwirken. Die bekannte pathophysiologische Stoffwechsellage unter extrem niedrigen Temperaturen wird unter Berücksichtigung der dargelegten thermisch-mechanischen Zusammenhänge in ungünstiger Weise überlagert von temperaturerniedrigungsbedingten Spannungserhöhungen im isometrischen Fall, Kontraktionen im isotonischen Fall sowie der Kombination dieser beiden wichtigen Spezialfälle. Die Auskühlung führt an der Körperoberfläche beginnend und nach innen fortschreitend an den kollagenen Fasern zu erheblichen mechanischen Veränderungen. Die Gefäße kontrahieren sich, die Sehnen einschließlich des intramuskulären Bindegewebes ziehen sich zusammen, die Beweglichkeit und damit auch das Ausmaß der Wärmebildung der Muskeln reduziert sich und das Stroma innerer Organe schrumpft. Damit wird die Stoffwechselleistung der parenchymatösen Organe zusätzlich beeinträchtigt. Insgesamt dürfte nach Maßgabe unserer Befunde im Rahmen der Pathophysiologie von Unterkühlungszuständen der

erheblichen Kältekontraktion eine nicht zu unterschätzende Bedeutung zuzumessen sein.

Hohe Temperaturen führen von ca. 50 °C an mechanisch zu einem überproportional starken Kraftabfall im isometrischen Versuch. Da ab ca. 50 °C bereits morphologische Veränderungen an einem Teil der kollagenen Fasern zu beobachten sind, dürfte der Temperaturbereich um 50 °C im Sinne der normalen Physiologie als kritisch zu bewerten sein. Ab ca. 60 °C beginnen irreversible Veränderungen. Mit zunehmendem Lebensalter verschiebt sich diese Temperatur nach oben. Es wird übereinstimmend von allen Autoren im Einklang mit unseren Versuchen darauf hingewiesen, daß an ein und demselben Probestück Fasern verschieden starker Thermoresistenz zu finden sind. Dabei sind an einer Faser oder einem Faserbündel keine oder nur unwesentliche Unterschiede zu sehen. Eine Faser kann also hoch thermoresistent sein, während eine Nachbarfaser verhältnismäßig thermolabil ist, was als Thermoinhomogenität bezeichnet werden könnte. Im Anschluß an die thermische Denaturierung kommt es zur thermischen Zerstörung (Thermodestruktion). Bei schwersten Verbrennungen durch hohe Temperaturen (Feuer, Gasexplosionen, elektrische Unfälle) können die in der Unfallheilkunde bekannten Verkohlungen entstehen. Dabei ent-

stehen nicht nur Molekülkettenbrüche, sondern die Kohlenstoffatome lösen sich aus ihrem Verband.

5.4 Erläuterungen zum thermisch-mechanischen Verhalten kollagener Fasern im Zusammenhang mit molekularen Größen

Wie im experimentellen Teil dargelegt wurde, reagiert die Kraft im isometrischen Versuch zwar unmittelbar auf Temperaturänderungen, aber der neue Gleichgewichtszustand stellt sich erst ein, nachdem sich die Temperatur schon lange auf dem neuen Niveau befindet. Es besteht also eine Verzögerung in der Einstellung des neuen steady state zwischen auslösender Ursache (Temperaturänderung) und resultierender Wirkung (Kraft). Das gleiche Phänomen gilt mit umgekehrten Vorzeichen auch für Abkühlungsvorgänge. Zur Erklärung dieser Erscheinungen seien folgende Zusammenhänge dargelegt:

Zwischen den einzelnen Windungen der Superhelix des Kollagens bestehen verschiedenartige chemische Bindungen. Unter anderem sind daran auch die Wasserstoffbrücken beteiligt. Schon im erschlafften, unbeanspruchten Zustand haben diese H-Brücken verschieden große "Spannweiten", die unterschiedliche Stabilitäten hinsichtlich physikalischer oder chemischer Störungen bedingen. Wie gezeigt, erfährt das Molekül bei Erwärmung unterhalb der Schrumpfungstemperatur im isotonischen Versuch eine Thermoelongation. Dabei werden möglicherweise nichtkovalente Bindungen ge-

spalten, und zwar jeweils die zuerst, die im Augenblick maximal belastet sind, also die größte Spannweite oder Bindungslänge aufweisen. Dadurch könnte eine zunehmende Streckung des Moleküls erfolgen. Bei Abkühlung könnten sich die Brücken neu ausbilden, ebenfalls eine nach der anderen, und wahrscheinlich zuerst dort, wo die zu überwindende Distanz nicht zu groß ist.

Wird die Sehne gedehnt und die Verlängerung konstant gehalten, so dürften die erwähnten nichtkovalenten Bindungen von vornherein eine größere Belastung zu tragen haben. Bei anschließender Erwärmung liefe nun der erwähnte Vorgang ab. Bei nachfolgender Abkühlung auf den Ausgangswert könnten sich die Bindungen neu formieren. Dies dürfte für sie um so schwieriger sein, je größer das Ausmaß der Dehnung ist, denn auch die zu überwindende Distanz wäre dann größer. Deshalb dürften sich wahrscheinlich nicht alle Brücken neu bilden. Die Sehne bliebe gegenüber dem Ausgangszustand verlängert. Im isometrischen Versuch bedeutete dies, daß die resultierende Kraft nicht wieder das ursprüngliche Niveau erreicht. Erfolgt nur eine geringe Dehnung unter geringem Energieaufwand, so wäre die Neubildung von Bindungen einfacher, die resultierende Kraft wäre annähernd gleich der zu Beginn des Ver-

suches. Dieses würde die Reversibilität von Temperaturerhöhungen bei geringer Sehnenverlängerung im Gegensatz zu der bei starker erklären (s. Versuchsreihe I).

5.5 Zur Anwendung von "Wärme" und "Kälte" in der Praxis

Wärmeapplikationen können bei bestimmten Erkrankungen therapeutisch genutzt werden. Seit Alters her ist die wohltuende, oft auch mit Schmerzlinderung verbundene Anwendung von Wärme bekannt. Wahrscheinlich ist das Wissen um diese Zusammenhänge so alt wie die Menschheit. Verschiedene Möglichkeiten der Anwendung dieser Energieform wurden schon durch die Medizinschulen von Hippokrates, Asklepiades und anderer beschrieben. Auch nach Erklärungsmöglichkeiten für diese oftmals sehr wirkungsvolle Therapieform wurde schon gesucht, allerdings sind wissenschaftlich fundierte Aussagen erst in neuerer Zeit geäußert worden. Bekannt sind heute vor allem die Gefäßreaktionen nach Anwendung von Wärme, die eine vermehrte Durchblutung der erwärmten Körperregionen bedingen als Folge der im Körper ablaufenden Thermoregulationsvorgänge, die sehr komplexer Natur sind, auf die aber hier nicht näher eingegangen werden soll. LANDIS (1934) beschrieb eine Widerstandsabnahme im arteriellen sowie eine -erhöhung im venösen Stromgebiet. Ebenso erfolgt eine deutliche Erhöhung der Geschwindigkeit der Blutströmung.

Die Erfahrung lehrt, daß eine lokale Erwärmung bei bestimmten Erkrankungen, beispielsweise Myogelosen, günstige Auswirkungen hat. Das Bindegewebe, aber

auch die Muskulatur, reagieren mit einer "Lockerung" (WIEDEMANN, 1971), die als Vorbereitung weiterer therapeutischer Maßnahmen vorteilhaft ist. Als Anwendungsgebiete künstlicher Körpertemperaturerhöhungen schlugen LAMPERT und SCHLIEPHAKE (1972) drei Krankheitsgruppen vor:

1. Infektionen durch Bakterien, die bei Temperaturerhöhung abgetötet werden oder gegen die die Abwehr erhöht werden soll: Überwärmung auf über 40 °C
2. Infektionen, die antibiotisch nicht voll beherrschbar sind oder Krankheiten mit unbekannter, möglicherweise multifaktorieller Genese: Erwärmung auf 38,5 °C bis 40 °C
3. Erkrankungen rheumatischer Art, z.B. rheumatoide Arthritis, Morbus Bechterew, aber auch arthrotische Gelenkbeschwerden degenerativer Art sowie Poliomyelitis: Erwärmung auf weniger als 38,5 °C

Die letzte Gruppe ist heute von besonderer Bedeutung, nachdem die Erkrankungen unter 1. und 2. anderen Therapieformen besser zugänglich sind. Ebenfalls sprechen Überempfindlichkeiten und Stoffwechselleiden, die Dermatomyositis, Periarteriitis nodosa, Sklerodermie und der Lupus erythematodes gut auf die Thermotherapie an (WIEDEMANN, 1971).

Uber die genauen Wirkungen der Wärme auf kollagene Fasern war relativ wenig bekannt, so daß auch dies ein Anlaß war, die vorgelegten Versuche durchzuführen. Wir konnten aus unseren Experimenten folgern, daß die oben beschriebene "Lockerung" des Bindegewebes bei Erwärmung ihr Korrelat auch beim Kollagen hat, indem die untersuchten Gewebe auf Temperatursteigerungen im Bereich unterhalb der Schrumpfung im isometrischen Fall mit einem Kraftabfall, im isotonischen mit einer Verlängerung reagierten. Dieses Verhalten kann als eine Erschlaffung der kollagenen Fasern gedeutet werden. Umgekehrte Erscheinungen beobachteten wir bei Abkühlungen. Selbstverständlich gehen auch hier noch andere Faktoren mit ihren Wirkungen auf die Mechanik ein (z.B. das umgebende Milieu). Dies wurde bei den einzelnen Versuchen schon dargelegt.

Ein fundamentaler Unterschied besteht zwischen der Erwärmung des Gesamtorganismus (der sogenannten systemischen Anwendung) und der lokalen Verabreichung von Wärme. Dazu muß zunächst entschieden werden, ob beabsichtigt ist, den Wärmehaushalt des gesamten Körpers zu beeinflussen oder nur eine lokale Wirkung zu erzielen (WIEDEMANN, 1971). Bei systemischen Applikationen, vor allem durch Uberwärmungs-, Dampf- und Heißluftbäder (der sogenannten Hyperthermie) sind eventuelle Risiken bzw. Kontraindika-

tionen streng zu beachten, wie sie beispielsweise bei Herz- und Kreislaufkrankheiten bestehen können. Der Gesamtkreislauf muß für die durch die Hyperthermie hervorgerufene Mehrbelastung kompensationsfähig sein. Auswirkungen bestehen auf Blutdruck, Blutzusammensetzung, Atemfunktion, Verdauungsorgane, Nierenfunktion, Stoffwechsel, nervöse Regulation sowie auf die endokrinen Funktionen.

Die lokale Wärmeanwendung, z.B. durch Wickel, Auflagen, Packungen, Heißluft oder Dampf, hat, auch dies ist lange bekannt, analgetische und sedierende Effekte. Dieser Therapieform sind besonders solche Schmerzen zugänglich, die durch Spasmen bedingt sind. Man glaubte bisher, daß die Analgesie auf der beruhigenden Wirkung von Wärme beruhe. Unsere Untersuchungen zeigten jedoch, daß die thermodilatierenden Effekte auf die kollagenen Fasern im Bereich unterhalb der Schrumpfungstemperatur ebenfalls Wirkungen hervorrufen und damit auch für das Schmerzgeschehen von Wichtigkeit sein könnten.

Selbstverständlich ist bei jeder Anwendung von Wärme darauf zu achten, daß dem Organismus hiermit kein Schaden zugefügt wird. Für die Haut liegt die obere Hitzetoleranzgrenze bei etwas unterhalb von 47 ^{o}C (KOSLOWSKI und KRAUSE, 1979). Bei Überschreiten dieses Wertes reagiert dieses Gewebe mit Rötung,

Blasenbildung und schließlich mit Koagulation. Für andere Organe bzw. Gewebe dürften abweichende Toleranzgrenzen bestehen. Jedoch ist die Haut in diesem Zusammenhang von besonderem Interesse, da sie bei fast jeder Art von Erwärmung betroffen wird. Höhere Temperaturen als die oben genannte dürften sich aber schon deshalb verbieten, da bereits ab etwa 42 °C die Denaturierung der Eiweiße einsetzt.

Bei der Hystereseregistrierung stellten wir fest, daß die Flächen mit zunehmender Temperatur kleiner wurden. Aus ökonomisch-energetischen Betrachtungen wäre somit für die Mechanik des Kollagens eine Temperatur von 42 °C als durchaus günstig anzusehen, da hier die Energieverluste, veranschaulicht durch die Hysteresefläche, relativ gering sind. Eine Minimierung dieser Verluste dürfte im menschlichen Organismus wie in der Technik das angestrebte Ziel sein.

Eine andere Anwendung der Thermotherapie wird in letzter Zeit wieder verstärkt diskutiert, nämlich die Behandlung maligner Tumoren. Nachdem sich die Applikation von Wärme in Form einer Monotherapie von Malignomen wegen geringer Erfolge nicht hatte durchsetzen können, zeigt sie in Form der jetzt angewandten Kombination mit energiereicher Strahlung oder Chemotherapie im Tierexperiment oftmals Erfolge. Breites Interesse an solchen Kombinationstherapieformen

wurde aber erst in den letzten Jahren hervorgerufen. Allgemein ist zu sagen, daß die Kombination Hyperthermie mit ionisierender Strahlung oder Cytostatika im Sinne einer Zellsensibilisierung wirkt und das Absterben maligner Zellen fördert. Tumorzellen reagieren gegenüber der Hyperthermie empfindlicher als nicht entartete Zellen. In der Literatur wird über Erfolge bei der Therapie tumorbefallener Extremitäten mit erwärmtem Blut unter Cytostatikagabe berichtet. Ebenso zeigt die Applikation heißer Flüssigkeiten in die Harnblase in Kombination mit Bestrahlung bei Harnblasenkarzinom Erfolge. Allerdings ergeben sich auch bei solch lokaler Therapie noch Probleme. Beispielsweise sind die exakte Temperaturmessung sowie die homogene selektive Erwärmung des Tumors schwierig.

Es wäre nicht auszuschließen, daß Tumoren mit vornehmlich bindegewebigem Charakter, z.B. das Carcinoma scirrhosum, welches hauptsächlich Magen und Mamma befällt, auch der oben genannten Kombinationstherapie zugänglich sein könnten. Wie in unseren Experimenten gezeigt, erfährt das kollagene Gewebe bei Temperaturerhöhung eine Ausdehnung. Durch die veränderten Stoffwechselbedingungen im erwärmten Gewebe könnte eventuell auch das tumoröse Bindegewebe für eine cytostatische oder eine Strahlentherapie zugänglich werden, vorausgesetzt, es reagiert

ähnlich wie das nicht entartete Bindegewebe. Dabei könnte das tumoröse Gewebe eine ähnliche Sensibilisierung erfahren wie es bei den oben beschriebenen Tumorzellen der Fall war. Zur Zeit stehen solche Experimente und klinische Untersuchungen noch aus. Die theoretischen Überlegungen und die experimentellen Ergebnisse unserer Arbeiten könnten aber weitere Anwendungsgebiete der genannten Kombinationstherapie in die Diskussion einbringen.

6 Anhang

6.1 Polymorphismus der Polypeptid-(α)-Ketten des Kollagens

Kollagen-typ	Formel der Tripelhelix	Vorkommen
I	$[\alpha 1(I)]_2 \alpha 2$	Knochen, Sehne, Faserknorpel, Anulus fibrosus 30-50 %, Arterienwand
II	$[\alpha 1(II)]_3$	Knorpel, Faserknorpel, Anulus fibrosus 50-65 %, Nucleus pulposus 95 %
III	$[\alpha 1(III)]_3$	Arterie 40 %, Leiomyome, Haut (fetal, marfanoide Osteogenesis imperfecta)
IV	$[\alpha 1(IV)]_3$	Basalmembran

6.2 Mathematisch-deskriptive Formulierungen zur Rheologie kollagener Fasern

Eine mathematische Beschreibung von Kraft-Längenänderungs Diagrammen ist mit den im folgenden hergeleiteten Formeln möglich. Zunächst ist zu beachten, daß Kraft-Längenänderungs Kurven (Dehnungskurven) abhängig sind von der mechanischen Vorgeschichte, der Längenzunahmegeschwindigkeit (Streckungsgeschwindigkeit) und anderen Faktoren. Halten wir diese konstant, und gehen wir davon aus, daß nach mehreren Vordehnungen und einem abgelaufenen transienten Vorgang unter zyklischen Bedingungen ein Gleichmaßverhalten (steady state, stationärer Zustand, viskoelastischer Gleichgewichtszustand) unter konstanter Temperatur eingetreten ist, so gilt für lineare (konstante) Geschwindigkeiten:

$$v = \frac{\Delta l}{\Delta t} \quad \text{bzw. in Vektorschreibweise} \quad \vec{v} = \frac{\Delta \vec{l}}{\Delta t}$$

In dieser Formel ist v eine bestimmte konstante Streckungsgeschwindigkeit, Δl eine Längendifferenz (Längenänderung, Längenzunahmebetrag, Streckungszunahmebetrag) und Δt ein Zeitintervall. Zweckmäßigerweise wählen wir $\Delta l = l - l_o$ und $\Delta t = t - t_o$. Hier bedeutet l eine beliebige Länge (Streckung) innerhalb der schädigungsfreien Streckungsvorgänge, l_o die ursprüngliche Länge, t einen Zeitpunkt und t_o den Zeitpunkt am Anfang, der der Einfachheit wegen je-

weils 0 gesetzt wird.

Die Zugkraft auf Grund eines Dehnungsvorganges unter den genannten Voraussetzungen ist abhängig von der Längenzunahme:

$$F = f_1(\Delta l)$$

Die Zugkraft F ist eine Funktion der Längenzunahme; mit

$$v = \frac{\Delta l}{\Delta t} \quad \text{und} \quad \Delta l = v\Delta t$$

erhalten wir:

$$F = f_1(v\Delta t)$$

oder, da v voraussetzungsgemäß jeweils konstant gehalten wird

$$F = f(\Delta t)$$

und mit $\Delta t = t - t_o = t - 0 = t$

$$F = f(t)$$

Die tatsächliche über Δl oder Δt bzw. t registrierte Kurve der Sehnenfasern läßt sich mit

$$F(t) = at(e^{-bt} - e^{-mt})$$

in Form einer bekannten mathematischen Funktion darstellen. Vorsichtshalber - wenn Schädigungen ver-

mieden werden sollen - führt man die Dehnungen in niedrigen und mittleren Kraftbereichen aus. Mit anderen Worten heißt dies, daß - von besonderen Hochbelastungsversuchen abgesehen - die Beanspruchungen im allgemeinen unterhalb des Wendepunktes bleiben. Damit kann man zur Vereinfachung graphischer und mathematischer Auswertungen b = 0 setzen. Dann ergeben sich die Schreibweisen:

$$F = at(1 - e^{-mt})$$
$$F = at - ate^{-mt}$$

In dieser Formel kann a graphisch aus der vorgegebenen experimentellen Kurve bei ausreichend hoher Streckung entnommen werden. Ausreichend hohe Streckung bedeutet, daß man bis möglichst nahe an den Wendepunkt (bzw. die Wendestrecke) herangeht. Nun läßt sich m aus

$$F = at(1 - e^{-mt})$$

in folgender Weise bestimmen:

$$\frac{F}{at} = 1 - e^{-mt}$$

$$e^{-mt} = 1 - \frac{F}{at}$$

$$-mt = \ln(1 - \frac{F}{at})$$

$$m = \frac{\ln(1 - \frac{F}{at})}{t}$$

Die Größen F, t und a lassen sich aus der experimen-

tell gewonnenen Kurve entnehmen. Es sind für F und t möglichst große Werte zu wählen. Anschließend kann m ausgerechnet werden. Eine schon angedeutete Problematik besteht darin, daß die Kurven von Zugversuchen an kollagenen Fasern zeit- bzw. geschwindigkeitsabhängig sind. Dieser Schwierigkeit ist mit Hilfe von Differentialgleichungen zu begegnen, die unter Anwendung von Methoden der Systemtheorie unter bestimmten Einschränkungen aufzustellen und zu lösen sind.

In der Systemtheorie wie in der Regelkreislehre ist die Übertragungsfunktion ("transfer function") in folgender Weise definiert:

$$\tilde{G}(s) = \frac{\tilde{Y}(s)}{\tilde{X}(s)}$$

In dieser Formel bedeutet $\tilde{G}(s)$ die Laplace-Transformation der Übertragungsfunktion, $\tilde{Y}(s)$ die Laplace-Transformation der Ausgangsfunktion ("output function") und $\tilde{X}(s)$ die Laplace-Transformation der Eingangsfunktion ("input function"). Die Laplace-Transformation wird im folgenden kurz mit L-Transformation bezeichnet.

In Anwendung auf den Zugversuch an kollagenen Fasern bezeichnen wir mit $\tilde{F}(s)$ die L-Transformation der Zugkraft-Zeit Ausgangsfunktion F(t), mit $\tilde{Z}(s)$ die L-Transformation der Weg-Zeit Eingangsfunktion ge-

mäß $z = \Delta l$ und somit $z = vt$, und das Symbol $\tilde{G}(s)$ behalten wir bei zur Bezeichnung der L-Transformation der Übertragungfunktion.

Definition der L-Transformation:

$$\mathcal{L}\{f(t)\} = \int_0^\infty e^{-st} f(t)dt = \tilde{F}(s)$$

$$\mathcal{L} = L; \quad \mathcal{L}\{f(t)\} = L\{f(t)\}$$

In dieser Formel ist f(t) definiert für $0 \leq t \leq \infty$. und s bezeichnet eine beliebige reelle Variable. Wenn das Integral

$$\int_k^\infty g(t)dt = \lim_{R\to\infty} \int_k^R g(x)dx$$

konvergiert, was z.B. mit dem Integral-Test geprüft werden kann, so ist die L-Transformation der Funktion g(x) durchführbar.

Diese Ausführungen gelten für das praktische Rechnen mit der L-Transformation. Bezüglich der Existenzbeweise, der Erweiterung von s auf komplexe Zahlen, sowie der zweiseitigen und mehrdimensionalen L-Transformation und Methoden für Probleme der nichtlinearen Physik sei auf die Handbücher der Mathematik und Physik verwiesen. Konkret auf unsere Probleme angewandt ist folgendermaßen vorzugehen:

$z(t) = vt$

Die L-Transformation der Eingangsfunktion lautet:

$$\tilde{Z}(s) = \frac{v}{s^2}$$

Für die L-Transformation der Ausgangsfunktion erhalten wir:

$$F(t) = at - ate^{-bt}$$

$$\tilde{F}(s) = \frac{a}{s^2} - \frac{a}{(s+b)^2}$$

$$F(s) = \frac{a(s+b)^2 - as^2}{s^2(s+b)^2}$$

$$F(s) = \frac{2asb + ab^2}{s^2(s+b)^2}$$

Zur Bildung der L-Transformation konnten dabei u.a. folgende bekannte Formeln angewandt werden:

a) $\mathcal{L}\{e^{at}f(t)\} = \tilde{F}_L(s-a)$

b) $\mathcal{L}\{t^n f(t)\} = (-1)^n \frac{d^n \tilde{F}_L(s)}{ds^n} = (-1)^n \tilde{F}_L^{(n)}(s)$

Die Übertragungsfunktion heißt:

$$\tilde{G}(s) = \frac{\tilde{F}(s)}{\tilde{Z}(s)}$$

$$\tilde{G}(s) = \frac{\frac{2asb + ab^2}{s^2(s+b)^2}}{\frac{v}{s^2}} = \frac{2asb + ab^2}{v(s+b)^2}$$

Die Gewichtsfunktion (weighting function, GREENsche Funktion) ist die inverse L-Transformation der Übertragungsfunktion:

$$\mathcal{L}^{-1}\{\tilde{G}(s)\} = g(t)$$

Mit

$$\frac{\tilde{F}(s)}{\tilde{Z}(s)} = \frac{2asb + ab^2}{v(s + b)^2}$$

und

$$\tilde{F}(s)v(s + b)^2 = (2asb + ab^2)\tilde{Z}(s)$$

erhält man durch Multiplikation:

$$vs^2\tilde{F}(s) + 2vsb\tilde{F}(s) + vb^2\tilde{F}(s) = 2asb\tilde{Z}(s) + ab^2\tilde{Z}(s)$$

Die inverse L-Transformation führt man unter Anwendung folgender wichtiger Formeln aus:

$$\mathcal{L}\{f''(t)\} = s^2\,\mathcal{L}\{f(t)\} - f(0^+) - f'(0^+)$$

für $s = x_o$ und $Rs > x$, sowie allgemein

$$\mathcal{L}\{f^{(n)}(t)\} = s^n\mathcal{L}\{f(t)\} - f(0)s^{n-1} - f'(0)s^{n-2} - \ldots$$
$$\ldots - f^{(n-1)}(0)$$

oder in anderer Form

$$\mathcal{L}\{f^{(n)}(t)\} = s^n\mathcal{L}\left\{f(t) - \left[f(0) - \frac{f'(0)}{1!}t + \ldots\right.\right.$$
$$\left.\left.\ldots + \frac{f^{(n-1)}(0)}{(n-1)!}t^{n-1}\right]\right\}$$

Es ergibt sich:

$$\frac{d^2F(t)}{dt^2} + 2b\frac{dF(t)}{dt} + b^2F(t) = \frac{2ab}{v}\frac{dZ(t)}{dt} + \frac{ab^2Z(t)}{v}$$

da für die Anfangswerte gemäß dem Versuchsablauf gilt:

$$F(0) = 0 \qquad \frac{d^2F(0)}{dt^2} = 0 \qquad \frac{dZ(0)}{dt} = 0 \qquad \frac{dF(0)}{dt} = 0$$

$$Z(0) = 0$$

Wenn wir für die Koeffizienten zusammenfassend einfache Buchstaben einsetzen und die NEWTONsche Schreibweise für die Differentiale verwenden, so ergibt sich die einfache Differentialgleichung:

$$\ddot{F}(t) + p_1\dot{F}(t) + p_2F(t) = q_1\dot{Z}(t) + q_2Z(t)$$

Damit ist eine Beziehung zwischen dem Dehnungsvorgang und der resultierenden Vergrößerung der Zugspannung gegeben. Die einfache Längenzunahme ist in ihr ebenso berücksichtigt wie die Längenzunahmegeschwindigkeit. Dem ist einschränkend hinzuzufügen, daß die genannte Formel nur einen begrenzten Teil erfaßt, der mit den Lehrsätzen der linearen Mathematik erfaßt werden kann. In ihrer Gesamtheit verhalten sich dagegen die thermisch-mechanischen Zusammenhänge kollagener Fasern nichtlinear viskoelastisch.

7 Zusammenfassung

In den vorgenommenen Experimenten wurden Sehnen von Hunden und Kälbern in Abhängigkeit von der Temperatur auf ihre mechanisch-rheologischen Eigenschaften untersucht. Dabei kamen sowohl physiologische als auch extrem hohe und niedrige Temperaturen zur Anwendung.

Wir untersuchten die Sehnen in vitro bei vorgegebenen äußeren Parametern. Dabei wurden die Eingangs- und Ausgangsfunktionen jeweils in Diagrammen registriert. Die Experimente erfolgten unter Vorgabe verschiedenartiger Weg-Zeit Eingangsfunktionen oder Kraft-Zeit Eingangsfunktionen bei systematischer Temperaturvariation.

Bei vorgegebener Weg-Zeit Eingangsfunktion beobachteten wir nach Sehnenverlängerung unter isometrischer Bedingung eine Relaxation, an die sich ein steady state anschloß. Eine nachfolgende Temperaturerhöhung im schädigungsfreien Bereich verursachte dann eine weitere (temperaturerhöhungsbedingte) Relaxation, deren Ausmaß vom Betrag der ursprünglichen Sehnenverlängerung abhängig war. Eine Temperaturerniedrigung ergab jeweils einen Kraftrückgewinn, dessen Ausmaß ebenfalls von der Sehnenverlängerung abhängig war.

Bei Versuchswiederholung nach 24 Stunden mit derselben Sehne zeigten sich bei qualitativ ähnlichen Ver-

haltensweisen quantitative Unterschiede, was unter anderem durch einen Konditionierungseffekt auf Grund der vorher abgelaufenen Untersuchungen erklärt wurde.

Eine dreieckförmige Weg-Zeit Eingangsfunktion ergab nach 24-stündiger Pause bei der Sehne einen geänderten Relaxationskurvenverlauf (Hüllkurve), die Krümmung war geringer. Zwischengeschaltete unvollständige Entdehnungen bei verschiedenen Temperaturen zeigten, daß die Lage der isorheologischen Linie temperaturabhängig war. Nach Temperaturerniedrigung zeigte sich ein Kraftrückgewinn in Form eines Spitzenanstiegsphänomens.

Bei trapezförmiger Weg-Zeit Eingangsfunktion unter verschiedenen Temperaturen ergaben sich grundsätzlich ähnliche Erscheinungen. Bei nur unvollständigen Entdehnungen erwies sich, daß auch die registrierten Kraftrückgewinne verlängerungs- und temperaturabhängig waren.

Unter isotonischen Bedingungen fand sich eine temperaturveränderungsbedingte Wegänderung, die der temperaturveränderungsbedingten Kraftänderung im isometrischen Versuch entsprach.

Im thermischen Denaturierungbereich (ab etwa 60 ^{o}C) änderten sich die aufgezeigten mechanischen Verhaltensweisen stark. Es kam in diesem Bereich zu einer

temperaturinduzierten Kontraktion der Sehnenfasern mit einem Übergang vom mehr viscösen mechanischen Verhalten in ein mehr elastisches.

Im Teil "Serienversuch" der vorliegenden Arbeit registrierten wir auch die Hystereseflächen kollagener Fasern identischer Geometrie bei verschiedenen Temperaturen. Zum Verständnis des Hysteresephänomens wurde dazu auch eine Analogiebetrachtung durchgeführt. Wir fanden den Verlauf des auf- und absteigenden Schenkels der Hysteresekurven sowie den Betrag der eingefaßten Flächen temperaturabhängig. Mit ansteigender Temperatur nahm die Flächengöße ab. Ab etwa 60 °C war das Verhalten der einzelnen Sehnen allerdings individuell stark unterschiedlich. Mit zunehmender Temperatur nahm auch der Betrag der resultierenden Kraft ab, von etwa 60 °C an verhielt aber auch sie sich individuell stark unterschiedlich. Ein Zusammenhang zwischen der Kraft und der Größe der Hysteresefläche schien zu bestehen.

Im Diskussionsteil wurde unter anderem auf die Auswirkungen von Temperaturschwankungen eingegangen. Dabei interessierten uns nicht nur die physiologischen Tagesschwankungen der Körpertemperatur, sondern auch extrem hohe und niedrige Temperaturen, wie sie beispielsweise bei Unterkühlungen und Verbrennungen vorkommen. Auswirkungen auf den Gesamtorganismus

wurden diskutiert.

Weiterhin wurde versucht, unsere Beobachtungen des mechanischen Verhaltens von Sehnenfasern unter Temperatureinfluß auch unter molekularbiologischem bzw. -pathologischem Aspekt zu interpretieren. So dürfte beispielsweise der helikalen Struktur der Superhelix des Kollagens eine besondere Bedeutung für seine Mechanik zukommen.

Literaturverzeichnis

ALLAIN, J. C., M. LE LOUS, S. BAZIN, A. J. BAILEY and A. DELAUNAY: Isometric tension developed during heating of collagenous tissues. Biochem. Biophys. Act. 533, 147-155 (1978)

ARNOLD, G.: Die Strecksehnen des Fußes im Schlagzugversuch. Anat. Anz. Bd. 132, 53-60 (1972)

ARNOLD, G.: Biomechanische und rheologische Eigenschaften menschlicher Sehnen. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 143, 263-300 (1974)

ARNOLD, G., F. GROSS und C. MOLL: Gewebsmechanisches Verhalten von Sehnenfasern unter statischen und dynamischen Beanspuchungen. Gegenb. Morph. Jb. 123, 857-866 (1977)

ARNOLD, G., C. BLUME und D. SASSE: Gewebsmechanische Eigenschaften des parietalen Peritoneums vom Menschen. Verh. Anat. Ges. 68, 767-769 (1974)

ARNOLD, G., A. M. GRESSNER, F. GROSS und H. CLAHSEN: Zur Historheologie des menschlichen und tierischen Binde- und Stützgewebes. G-I-T - Fachzeitschrift für das Laboratorium, Heft 6, 461-468, (1977)

ARNOLD, G. and W. WORTHMANN: Mechanical properties of human tendons. Experientia (Basel) 28, 455-456 (1972)

BAILEY, A. J.: Collagen and elastin fibres. In: GARDNER, D. L. (Ed.): Diseases of connective tissue. Published for the Royal College of Pathologists by the journal of Clinical Pathology, BMA House, Tavistock Square, London 1978, pp. 49-58

BAILEY, A. J. and D. LISTER: Thermally labile cross-links in native collagen. Nature 220, 280-281 (1968)

BAILEY, A. J. and S. P. ROBINS: Development and maturation of the crosslinks in the collagen fibres of skin. Front. Matrix Biol., vol. 1, 130-156 (1973)

BARGMANN, W.: Histologie und Mikroskopische Anatomie des Menschen. 6. Aufl., Thieme Verlag, Stuttart 1967

BICHAT, M. F. X.: Traité des membranes en général et de diverses membranes en particulier. Paris 1800: Anatomie générale, Paris 1801; nouv. éd., avec des notes et additions par P. A. Béclard, Paris, J. A. Brosson et J. S. Chaudé, 1821

BRECHT, K.: Muskelphysiologie. In: KEIDEL, D.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie. 4. Aufl., Thieme Verlag, 12/1 - 12/43, Stuttgart 1975

BRÜCHLE, H. und W. GEHLEN: Physiko-chemische Untersuchungen an der Kaninchensehne. Langenbecks Arch. klin. Chir., 313, 967-970 (1965)

BRÜCHLE, H. und W. MOLL: Eine Meßanordnung zur Prüfung des mechanischen Verhaltens von Sehnen. Z. ges. exp. Med. 147, 23-28 (1968)

BUDDECKE, E.: Grundriß der Biochemie. 5. Aufl., De Gruyter Verlag, Berlin/New York 1977

BUDDECKE, E.: Proteoglykane als strukturelle und funktionelle Biopolymere. Vorlesungsreihe Schering AG, Ch. 2 (1977)

DAVISON, P.-F.: Bovine tendons, aging and collagen cross-linking. J. Biol. Chem. 253, 5635-5641 (1978)

DEHOFF, P. H.: On the nonlinear viscoelastic behaviour of soft biological tissues. J. Biomech. 11, 35-40 (1978)

DENNIG, H.: Lehrbuch der Inneren Medizin. 8. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 1969

DIETZEL, F.: Tumor und Temperatur. Aktuelle Probleme bei der Anwendung thermischer Verfahren in Onkologie und Strahlentherapie. Urban & Schwarzenberg Verlag, München/Berlin/Wien 1975

FÖLLINGER, O.: Laplace- und Fourier-Transformation. Elitera Verlag, 108-120, Berlin 1977

FRASER, R. D. B. and T. P. MAC RAE: Conformation in fibrous proteins. Molecular Biology, Academic Press, New York/London 1973

GEHLEN, W.: Experimentelle Untersuchungen an Sehnen im Hinblick auf die Sehnentransplantation. Inaug. Diss. Med. Fak., Univers. Köln (1967)

GERLACH, J.: Handbuch der allgemeinen und speciellen Gewebelehre des menschlichen Körpers. Verl. v. E. D. Janitsch 1848

GLANTZ, S. A.: A three-element description for muscle with viscoelastic passive elements. J. Biomech. 10, 5-10 (1977)

GRESSNER, A. M., H. CLAHSEN, G. ARNOLD und H. FESSEL: Biomechanische Untersuchungen der Leberkapsel. Res. exp. Med. 171, 191-199 (1977)

GROSS, F. und G. ARNOLD: Experimentelle und modelltheoretische Untersuchungen zur Mechanik parallelsträhniger Bindegewebsstrukturen. Z. Orthop. 114, 732-735 (1976)

HARDING, J. J.: The unusual links and cross-links of collagen. Advances in protein chemistry, Academic Press, New York/London 1965

HARTMANN, F. und H. DEICHER: Bindegewebe. In: SIEGENTHALER, W.: Klinische Pathophysiologie. 4. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 1979

HARTMANN, F. und G. FRICKE: Experimentelle Beiträge zur Struktur und Funktion gesunden und kranken Bindegewebes. Z. Rheumaforsch. 16, 65-76 (1957)

HENSEL, H., K. BRUCK und P. RATHS: Homeothermic organisms. In: PRECHT, H., J. CHRISTOPHERSEN, H. HENSEL und W. CARDER: Temperature and Life. Springer Verlag, Berlin 1974

JACKSON, D. S.: Collagens. J. Clin. Path., 31, Suppl. (Roy. Coll. Path.) 12, 44-48 (1978)

KOELLIKER, A.: Handbuch der Gewebelehre des Menschen. Wilhelm Engelmann Verlag, Leipzig 1889

KNESE, K.-H.: Knochenstruktur als Verbundbau. Thieme Verlag, Stuttgart 1958

KOPSCH, F.: Rauber's Lehrbuch der Anatomie des Menschen. Thieme Verlag, Leipzig 1914

KOSLOWSKI, L. und F. KRAUSE: Kälte und Wärme. In: SIEGENTHALER, W.: Klinische Pathophysiologie. 4. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 1979

KUMMER, B.: Bauprinzipien des Säugetierskeletes. Thieme Verlag, Stuttgart 1959

KUKHAREVA, L. V., S. Y. A. FRENKEL, B. M. GINZBURG and V. I. VOROB'EV: Influence of load on order-disorder transition in native collagen fibres. Biorheol. 7, 37-53 (1970)

LAMPERT, H. und E. SCHLIEPHAKE: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physikalischen Therapie. 4. Aufl., Verlag für Medizin Dr. Ewald Fischer, Heidelberg 1972

LANDIS, E. M.: Capillary pressure and capillary permeability. Physiol. Rev. 14, 404-481 (1934)

LEVENE, C. I.: Diseases of the collagen molecule. J. Clin. Path. 31, Suppl. (Roy. Coll. Path.) 12, 82-94 (1978)

MATTHEWS, L. S. and D. ELLIS: Viscoelastic properties of cat tendon: Effects of time after death and preservation by freezing. J. Biomech. 1, 65-71 (1968)

MEIGEL, W. N. und P. K. MÜLLER: Kollagenkrankheiten. Med. Klin. 70, 1255-1264 (1975)

MITCHELL, T. W. and B. J. RIGBY: In vivo and in vitro aging of collagen examined using an isometric melting technique. Biochem. Biophys. Act. 393, 531-541 (1975)

MODIS, L., M. KERN und I. FÖLDES: Über die makromolekularen Modelle der Bindegewebsgrundsubstanz auf Grund polarisationsmikroskopischer Untersuchungen. Act. histochem., Suppl. Bd. XV, 351-360 (1975)

MÖLLENDORFF, W. V.: Handbuch der mikroskopischen Anatomie des Menschen. Springer Verlag, Berlin 1956

MOHANARADHAKRISHNAN, V., P. L. MUTHIAH and A. HADHANYI: A few factors contributing to the mechanical strength of collagen fibres. Arzneim.-Forschg. (Drug. Res.) 25, 726-735 (1975)

NEMETSCHEK, T., H. RIEDL, R. JANAK, H. NEMETSCHEK-GANSLER, J. BORDAS, M. H. J. KOCH und V. SCHILLING: Die Viscoelastizität parallelsträhnigen Bindegewebes und ihre Bedeutung für die Funktion. Virchows Arch. A. Path. Anat. and Histol. 386, 125-151 (1980)

PETERSEN, H.: Histologie und Mikroskopische Anatomie. J. F. Bergmann Verlag, München 1935

RIGBY, B. J.: The thermal stability of collagen: its significance in biology and physiology. In: HIRSCHFELDER, J. (Ed.): Papers in honor of Henry Eyring. John Wiley & Sons, Inc., New York 1971

RIGBY, B. J. and M. S. ROBINSON: Thermal transitions in collagen and the preferred temperature range of animals. Nature, 253, 277-279 (1975)

RUIZ-TORRES, A.: Cross-linking of collagen depending on age. Gerontology 24, 337-342 (1978)

SCHAFFER, J.: Vorlesungen über Histologie und Histogenese nebst Bemerkungen über Histotechnik und das Mikroskop. Wilhelm Engelmann Verlag, Leipzig 1920

STREFFER, C. et al.: Cancer therapy by hyperthermia and radiation. Urban & Schwarzenberg Verlag, Baltimore/München 1978

SCHIEBLER, T. H.: Lehrbuch der gesamten Anatomie des Menschen. Springer Verlag, Heidelberg/New York 1977

SCHRETZMAIR, N.: Experimentelle Untersuchungen über die Beeinflussung von Sehnen durch Konservierungsmaßnahmen. Inaug. Diss. Med. Fak., Univers. Köln (1970)

SIEGENTHALER, W.: Klinische Pathophysiologie. 4. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 1979

TACACS, I. and F. VERZAR: Macromolecular aging of collagen. I. Experiments in vivo and in vitro with different animal races. Gerontologia 14, 15-23 (1968)

THOMAS, I. and R. B. GRESHAM: Comparative tensile strength of fresh frozen and freeze-dried human fascia lata. Surgical Forum of the Clinical congress of the American College of Surgeons 14, 442-443 (1963)

TIMPL, R.: Struktur, Biosynthese und Immunologie des Kollagens. Med. i. uns. Zeit, 1, 119-126 (1977)

VAN BROCKLIN, J. D. and D. G. ELLIS: A study of the mechanical behavior of toe extensor tendons under applied stress. Arch. phys. Med. Rehabil., 369-373 (1965)

VERZAR, F.: Differenzierung verschiedener Vernetzungen (crosslinks) des Kollagens durch Spannungsmessungen. Hoppe-Seylers Z. physiol. Chem. 335, 38-52 (1963)

VERZAR, F.: The ageing of connective tissue. Gerontologia 1, 363-378 (1957)

VIIDIK, A.: Connective tissues - possible implications of the temporal changes for the aging process. Mechanism. Ageing Developm. 9, 267-285 (1979)

VIIDIK, A.: Thermal contraction-relaxation and dissolution of rat tail tendon collagen in different ages. Akt. Gerontol. 7, 493-498 (1977)

VOGT, C.-H., G. ARNOLD und H. LIPPERT: Relaxationseigenschaften menschlicher Sehnen. Europ. J. appl. Physiol. 32, 87-98 (1973)

WALLGREN, A. und G. FANCONI: Lehrbuch der Pädiatrie. Schwabe u. Co. Verlag, Basel/Stuttgart 1963

WARREN, C. G., J. F. LEHMANN and J. N. KOBLANSKI: Elongation of rat tail tendon: effect of load and temperature. Arch. Physic. Med. Rehabil. 52, 465-474 (1971)

WIEDEMANN, E.: Thermotherapie. In: GROBER, J. und F. E. STIEVE: Handbuch der Physikalischen Therapie. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart 1971

WÖHLISCH, E., R. D. DU MESNIL DE ROCHEMENT und H. GERSCHLER: Untersuchungen über die elastischen Eigenschaften tierischer Gewebe. Z. Biol. 85, 325-341 (1926); Z. Biol. 85, 567-584 (1927)

WORTHMANN, W., G. ARNOLD und H. LIPPERT: Spannungsrückgewinn menschlicher Sehnen nach Entlastung (mechanische Erholungseigenschaft). Int. Z. angew. Physiol. 31, 77-88 (1973)

ZINDLER, M., R. DUDZIAK und K.-G. PULVER: Die künstliche Hypothermie. In: BENZER, H., R. FREY, W. HÜGIN und O. MAYRHOFER: Anaesthesiologie, Reanimation und Intensivtherapie. 4. Aufl., Springer Verlag, Berlin/Heidelberg/New York 1977

Die vorliegende Arbeit entstand unter Betreuung von Herrn Prof. Dr. med. G. Arnold, Direktor des Anatomischen Institutes, Lehrstuhl IV, der Universität Düsseldorf. Ihm gilt mein Dank für die Überlassung des Themas und des Arbeitsplatzes, für wertvolle Anregungen bei der Durchführung meiner Untersuchungen sowie für seine Hilfsbereitschaft, mit der er jederzeit diese Arbeit förderte.

Des weiteren danke ich Herrn Prof. Dr. med G. Arnold, Direktor des Institutes für Experimentelle Chirurgie der Universität Düsseldorf, für die Überlassung des Experimentmaterials sowie Herrn Dr. med. H. Fessel, Akad. Direktor des Anatomischen Institutes der Universität Düsseldorf, für wertvolle Hinweise und Denkanstöße bezüglich meiner Arbeit.

Besonderer Dank gilt meiner Verlobten, Frau Dr. med. Brigitte Klessen, für ihre Unterstützung bei der Abfassung dieser Dissertation.

Die Experimente wurden durchgeführt mit finanzieller Unterstützung der Stiftung Volkswagenwerk.

Lebenslauf

Geboren	: 20.4.1951 in Rödinghausen
Eltern	: Heinrich Maschmann und Ehefrau Frieda
Geschwister	: eine Schwester
1958 - 1962	: Volksschule
1962 - 1970	: Freiherr-vom-Stein Gymnasium Bünde
ab 1.7.1970	: Wehrpflichtiger
WS 1971 - SS 1972	: Studium der Volkswirtschaftslehre an der Univ. Münster
ab WS 1972	: Studium der Elektrotechnik an der TU Hannover
ab SS 1975	: Studium der Medizin, zunächst an der Universität Bonn
ab WS 1975	: Studium der Medizin an der Universität Düsseldorf
März 1977	: Physikum
März 1978	: 1. Staatsexamen
März 1980	: 2. Staatsexamen
ab SS 1980	: Praktisches Jahr